

**Aus der Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates
der Universität zu Lübeck**

Direktor der Klinik: Prof. Dr. med. C. Jürgens

Eine neue Osteosyntheseplatte als Alternative bei distalen Humerusfrakturen

**– Ein biomechanischer Vergleich am
synthetischen Frakturmodell**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde

der Universität zu Lübeck

- Aus der Sektion Medizin -

vorgelegt von

Eva Christina Rank

aus Rotenburg an der Fulda

Lübeck 2012

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med Arndt-Peter Schulz
2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Björn Dirk Krapohl

Tag der mündlichen Prüfung: 12.02.2014

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 12.02.2014

- Promotionskommission der Sektion Medizin -

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Ziel und Hypothese	3
3	Medizinischer Hintergrund	4
3.1	Anatomie des Ellenbogengelenks	4
3.2	Kraftverteilungen im Ellenbogengelenk	7
3.3	Frakturen des Ellenbogengelenks	8
3.4	Therapie der Frakturen im Ellenbogengelenk	11
3.4.1	Konservativ	11
3.4.2	Osteosynthese	11
3.4.2.1	Plattenosteosynthese	11
3.4.2.2	Fixateur externe	13
3.4.2.3	Kirschner-Drahtstabilisierung	14
3.4.2.4	Schraubenosteosynthese	14
3.4.2.5	Marknagelosteosynthese	14
3.4.3	Endoprothese	14
4	Material und Methoden	16
4.1	Begriffsdefinition	16
4.2	Knochen	17
4.3	Frakturmodell AO C2.3	18
4.4	Implantatmontage	18
4.4.1	AO	19
4.4.2	Tifix	20
4.4.3	Der Prototyp einer neuen winkelstabilen Osteosynthese	21
4.5	Einbettung des Knochens	23
4.6	Versuchsaufbau	24
4.6.1	Testaufbau statische Testung	25
4.6.2	Testaufbau zyklische Testung in Flexionsbelastung	27
4.6.3	Datenerfassung	28

4.6.4	Statistische Auswertung	29
4.6.5	Versagensdefinition	29
5	Ergebnisse	30
5.1	Statische Testung.....	30
5.1.1	In Extensionsbelastung.....	30
5.1.2	In Flexionsbelastung	33
5.2	Zyklische Testung unter Flexionsbelastung	36
5.2.1	Plastische Deformation.....	36
5.2.2	Versagensmechanismus	38
6	Diskussion	39
6.1	Problemstellung	39
6.2	Kunstknochen	44
6.3	Frakturmodell	46
6.4	Implantatmontage.....	47
6.5	Versuchsaufbau.....	49
6.6	Lastfälle.....	51
6.7	Implantatversagen.....	53
6.8	Diskussion der Ergebnisse	54
7	Schlussfolgerung.....	56
8	Zusammenfassung.....	57
9	Ausblick	58
10	Verzeichnisse	59
10.1	Literaturverzeichnis	59
10.2	Abkürzungsverzeichnis.....	65
	Danksagung.....	66
	Lebenslauf	67

1 Einleitung

Distale Humerusfrakturen stellen insbesondere bei älteren Patienten immer noch Problemfrakturen dar (Korner et al., 2003, Huang et al., 2005, Jupiter 1994). Absolut betrachtet sind diese Frakturen zwar mit einer Inzidenz von ca. 3 % selten und repräsentieren nur 30 % aller Ellenbogenverletzungen. Allerdings zeigt sich dabei zum einen bei jungen Männern zwischen 12 und 19 Jahren, sowie bei älteren Frauen über 80 Jahren jeweils ein Häufigkeitsgipfel (Robinson et al., 2003, Rose et al., 1992). Deshalb kann man bei zunehmendem Alter der Bevölkerung davon ausgehen, dass auch die Inzidenz und die Bedeutung der Behandlung dieser Frakturen steigen wird (Palvanen et al., 1997, Kim et al., 2011).

Trotz schneller Operation und ausreichender Versorgung gibt es viele Komplikationen bei der Behandlung von Verletzungen im Ellenbogengelenk (Athwal et al., 2009, Korner et al., 2003, Lill und Josten, 2000). Laut einer von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) 1984 veröffentlichten Studie (Lob et al., 1984) zählen hierzu vor allem Nervenverletzungen, Weichteilschäden, bleibende Bewegungseinschränkungen, Pseudarthrosen sowie Infektionen. Insgesamt lassen sich derartige Komplikationen bei immerhin ca. 25% der Patienten beobachten.

Deshalb sind die vorrangigen Ziele der Therapie distaler Humerusfrakturen die anatomische Reposition und eine stabile Osteosynthese, um frühzeitig mit der Physiotherapie beginnen zu können und eine dauerhafte Funktionseinschränkung des Gelenkes zu vermeiden (Korner et al., 2003, Zeugner et al., 2000, Rueger et al., 2007).

Hierfür sollte das Knochen-Implantat-Gerüst stabil sein und gleichzeitig an anatomische Verhältnisse angepasst werden, um die Wundheilung zu beschleunigen und Wundheilungsstörungen zu vermeiden.

Das Material, das Design, die Oberfläche sowie die Art der Einbringung einer Osteosynthese beeinflussen hierbei direkt die Anzahl an Komplikationen bei der Frakturheilung (Arens et al., 1996).

Herkömmliche Platten bilden zwar meistens ein stabiles Knochen-Implantat-Gerüst, sind dabei aber sehr dick. Am Ellenbogengelenk liegt der Knochen direkt unter der Haut, somit ist der Weichteilmantel sehr gering. Dies kann zu Nerven- oder Weichteilschäden führen. Aus diesem Grund wurde nun eine neue Osteosynthese für distale Humerusfrakturen getestet.

2 Ziel und Hypothese

Es ist das Ziel der neuen Platte, zum einen eine stabile Verankerung im Knochen zu bilden und zum anderen Weichteilschäden zu minimieren. Das kann dadurch erreicht werden, dass die Platte im diaphysären Teil dicker als im metaphysär-epiphysären Bereich ist. Bei der Konstruktion ist jedoch wichtig, dass die Stabilität erhalten oder möglicherweise sogar verbessert wird. Die Verankerung wird zusätzlich durch die Winkelstabilität der Platte verstärkt.

Das Studienziel besteht darin, nachzuweisen, dass die neue Platte trotz ihrer veränderten anatomischen Struktur eine ebenso hohe Stabilität wie herkömmliche Platten besitzt.

Zur Testung der neuen Platte wurden ihre biomechanischen Eigenschaften mit denen einer Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte und einer winkelstabilen Tifix Platte der Firma Litos (Ahrensburg, Deutschland) verglichen. Ausschlaggebende Werte sind hier die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstrukts in statischer sowie in zyklischer Dauerbelastung. Es wurden pro Platte acht Knochen-Implantat-Konstrukte getestet, so dass insgesamt 24 Knochen geprüft wurden.

Auf den folgenden Seiten werden zunächst die Anatomie und Physiologie des Ellenbogengelenks erklärt, um dann die verschiedenen Frakturtypen und deren Behandlung aufzuzeigen. Anschließend werden die verwendeten Materialien und Methoden dargestellt und der Versuchsaufbau erläutert. Die Ergebnisse werden präsentiert und auch in Bezug auf den Versuchsaufbau diskutiert.

3 Medizinischer Hintergrund

3.1 Anatomie des Ellenbogengelenks

Zum Ellenbogen zählt man das distale Ende des Humerus sowie die proximalen Anteile von Ulna und Radius. Das Ellenbogengelenk setzt sich aus drei Teilgelenken zusammen: dem Articulatio humeroulnaris, dem Articulatio humeroradialis sowie dem proximalen Radioulnargelenk. Alle drei Gelenke besitzen eine gemeinsame Gelenkkapsel. Das Articulatio humeroulnaris ist ein Scharniergelenk, dessen Gelenkflächen aus der Trochlea humeri und der Incisura trochlearis ulnae bestehen. Hier werden Extension und Flexion ausgeführt. Bei der Streckung des Unterarms schiebt sich das Olecranon in die Fossa olecrani des Humerus, bei der Beugung schiebt sich der Processus coronoideus in die Fossa coronoida. Aus diesem Grund ist bei einer Operation zu beachten, dass beide Gruben frei von Operationsmaterialien bleiben, um eine Bewegungseinschränkung zu vermeiden. Das Articulatio humeroradialis ist ein Kugelgelenk mit dem Capitulum humeri und dem Caput radii als artikulierende Gelenkflächen. Hier sind Extension und Flexion sowie Rotation durchführbar, eine Ab- oder Adduktion ist aufgrund des Lig. anulare radii, welches den Radius straff umspannt, nicht möglich. Bei der Beugung des Unterarms schiebt sich das Radiusköpfchen in die Fossa radialis. Auch diese sollte frei von Osteosynthesematerialien bleiben. Das Articulatio radioulnaris ist ein Drehgelenk gebildet aus Circumferentia articularis des Radiusköpfchens und Incisura radialis der Ulna.

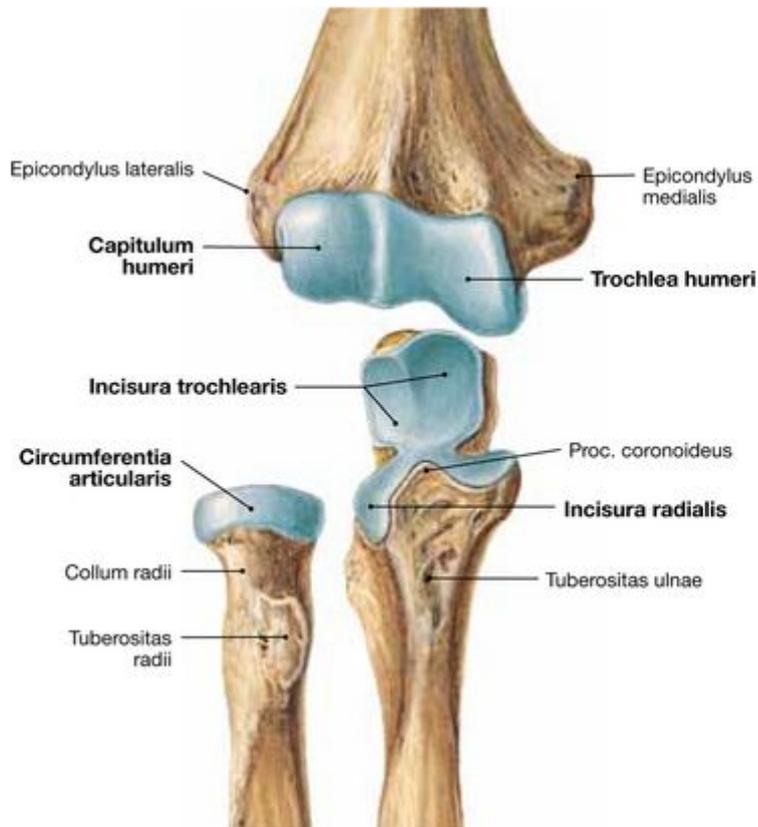


Abb. 1: Gelenkkörper des Ellenbogengelenks. Ansicht von ventral. Aus: Sobotta, 2010, S. 150.

Die Gelenkkapsel des Ellenbogengelenks reicht proximal von den beiden Condylen des Humerus bis distal zum Radiushals und der Vorderfläche unterhalb der Incisura trochlearis der Ulna. Die Gelenkkapsel wird seitlich durch die Kollateralbänder verstärkt. Hierbei ist von Bedeutung, dass das Lig. collaterale ulnare am Epicondylus medialis entspringt. Um postoperative Schmerzen zu vermeiden, sollte auch hier kein Osteosynthesematerial platziert werden.

Des Weiteren findet sich am Epicondylus medialis der Ursprung der Flexoren des Unterarms. Der Epicondylus lateralis bildet den Ursprungspunkt der Extensoren. Bei Verletzung des Ellenbogens muss besonders auf Gefäß- und Nervenschäden geachtet werden, speziell auf Schäden des Nervus ulnaris, der am distalen Humerus zwischen Olecranon und Epicondylus medialis verläuft, und des Nervus radialis, der zunächst im Sulcus N. radialis verläuft, hier bei einer Fraktur des

Humerusschaftes betroffen sein kann und später im lateralen Bereich der Ellenbeuge den Humerus überquert.

Der Bewegungsumfang des Ellenbogens umfasst die Extension und Flexion, sowie Supination und Pronation. Die Extensions- und Flexionsbewegung erfolgt hier durch eine Achse, die senkrecht durch Capitulum und Trochlea humeri verläuft. Als physiologisch ist in diesem Bereich ein Wert von ca. 150° aus der Neutral-Null-Stellung anzusehen.

Die Pronations- und Supinationsbewegung erfolgt hauptsächlich im radiohumeralen Teilgelenk. Die Gelenkachse verläuft proximal durch das Radiusköpfchen und distal durch den Ulnarkopf. Physiologische Werte sind hier aus der Neutral-Null-Stellung ca. $75^\circ - 0^\circ - 95^\circ$.

In Streckstellung des Unterarmes erkennt man, dass die humeroulnare Gelenkachse etwa um $5-8^\circ$ in Valgusstellung im Vergleich zur Horizontalachse abweicht. In der Sagittalebene stellt man fest, dass die Condylen eine Abweichung von ca. 30° nach ventral im Vergleich zur Humeruslängsachse haben. Außerdem weisen sie in Coronaransicht einen Winkel von 5° in Innenrotationsstellung auf. Diese Werte müssen bei einer Ausrichtung entlang der humeroulnaren Gelenkachse berücksichtigt werden (Rueger et al., 2005, Josten und Hill, 2002, Rauber und Kobsch, 2003, Schiebler, 2003).

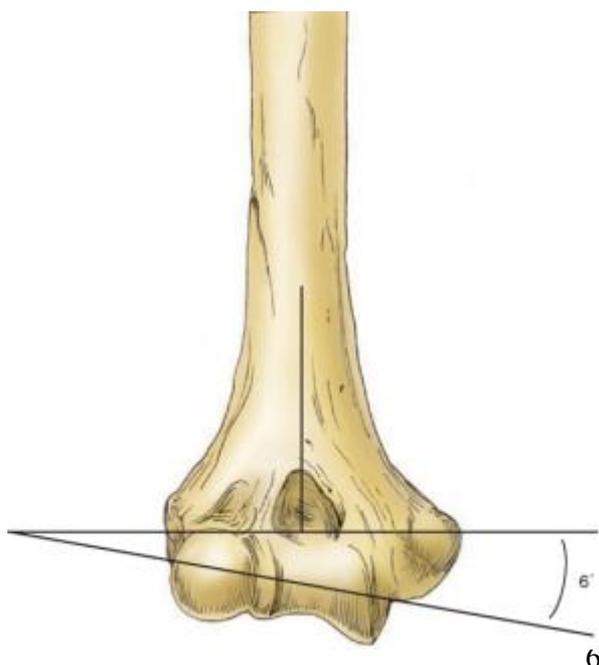


Abb. 2: Abweichung der humeroulnaren Gelenkachse um ca. $5-8^\circ$ in Valgusstellung. Aus: Morrey, 2008, Abb. 2-15.

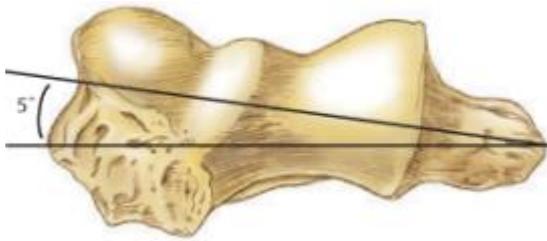


Abb. 3: Abweichung der Condylen um ca. 5° in Innenrotationsstellung. Aus: Morrey, 2008, Abb. 2-14.



Abb. 4: Abweichung der Condylen nach ventral um ca. 30°. Aus: Morrey, 2008, Abb. 2-13.

3.2 Kraftverteilungen im Ellenbogengelenk

Der Kraftvektor im Ellenbogengelenk verläuft stets durch die humeroulnare Gelenkachse. Hierbei ist erwähnenswert, dass die Verteilung der Kraft von Humerus auf Ulna bzw. Humerus auf Radius im Verhältnis 40 zu 60 erfolgt.

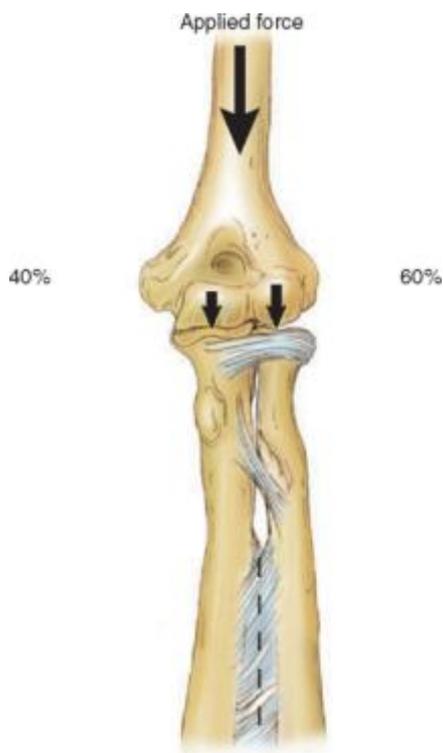


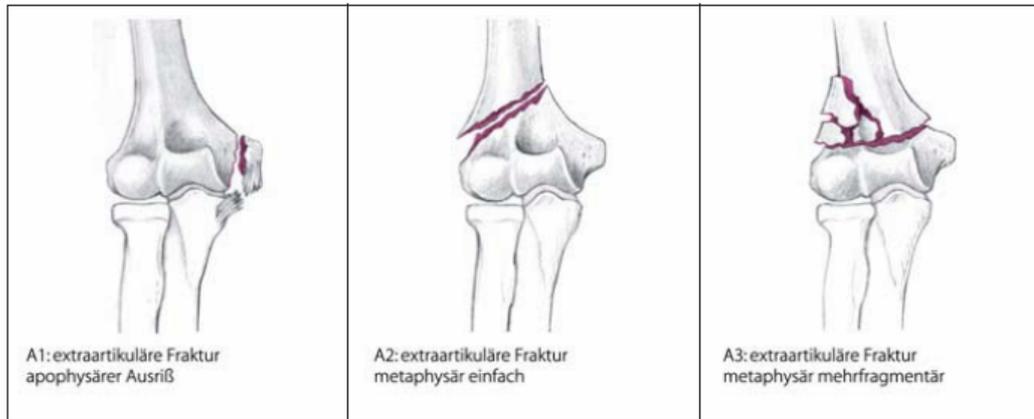
Abb. 5: Kräfteverteilung von Humerus auf Radius und Ulna.
Aus: Morrey, 2008, Abb. 3-28.

3.3 Frakturen des Ellenbogengelenks

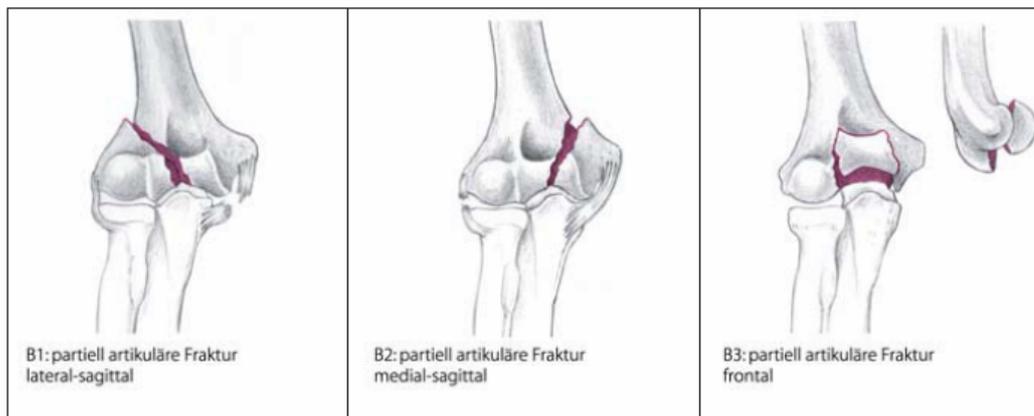
Es gibt mehrere Klassifikationssysteme für distale Humerusfrakturen. Am gängigsten ist die Einteilung nach AO. Man unterscheidet A-Frakturen von B- und C-Frakturen. A-Frakturen sind extraartikulär, das heißt der Frakturspalt ist entweder supracondylär oder percondylär oder eine der Epicondylen ist abgerissen. Hierbei unterscheidet man noch zwischen A1- bis A3-Frakturen: A1 ist ein Ausriss an der Apophyse, A2 eine Fraktur an der Metaphyse und A3 eine Fraktur an der Metaphyse mit mehreren Fragmenten. B-Frakturen sind intraartikulär monocondylär. Auch hierbei unterscheidet man wieder zwischen B1- bis B3-Frakturen. Eine B1-Fraktur befindet sich lateral-sagittal, eine B2-Fraktur medial-sagittal und eine B3-Fraktur verläuft frontal durch den distalen Humerus. Als C-Frakturen bezeichnet man Frakturen, die intraartikulär bicondylär verlaufen. Die C1-Fraktur ist eine einfache Fraktur der Metaphyse mit Beteiligung des Gelenkes. Die C2-Fraktur ist eine intraartikulär einfache Fraktur mit metaphysärer

Trümmerzone und die C3-Fraktur ist artikulär mehrfach mit einer metaphysären Trümmerzone (Morrey, 2009).

A: extraartikuläre Frakturen



B: partielle Gelenkfrakturen



C: vollständige Gelenkfrakturen

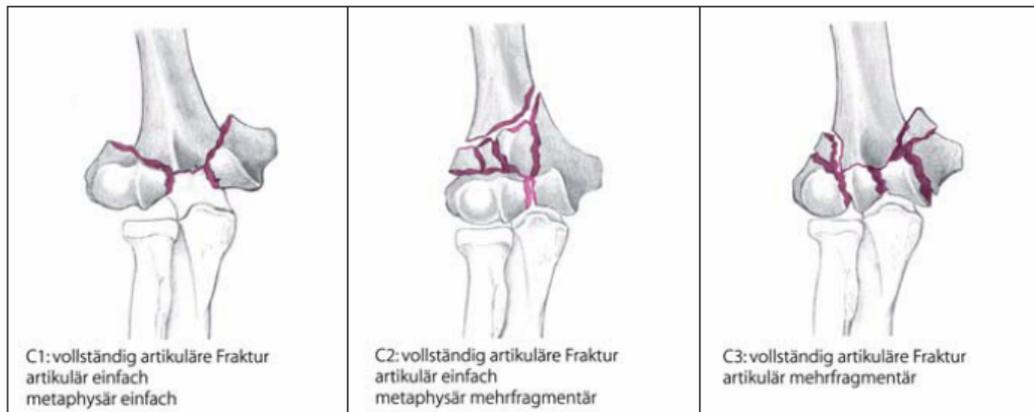


Abb. 6: AO-Klassifikation distaler Humerusfrakturen. Aus: Josten und Lill, 2002.

Typ A-Frakturen stellen ca. 38,7 % aller Frakturen, Typ B-Frakturen ca. 24,1 % und Typ C-Frakturen ca. 37,2 % aller Frakturen dar (Robinson et al., 2003).

Insbesondere bei älteren Patienten sind die C-Frakturen häufig (Robinson et al., 2003). Man kann diese Frakturkategorien noch einmal in neun Untergruppen unterteilen. Die Osteosynthesen wurden an einer standardisierten C2.3-Fraktur getestet.

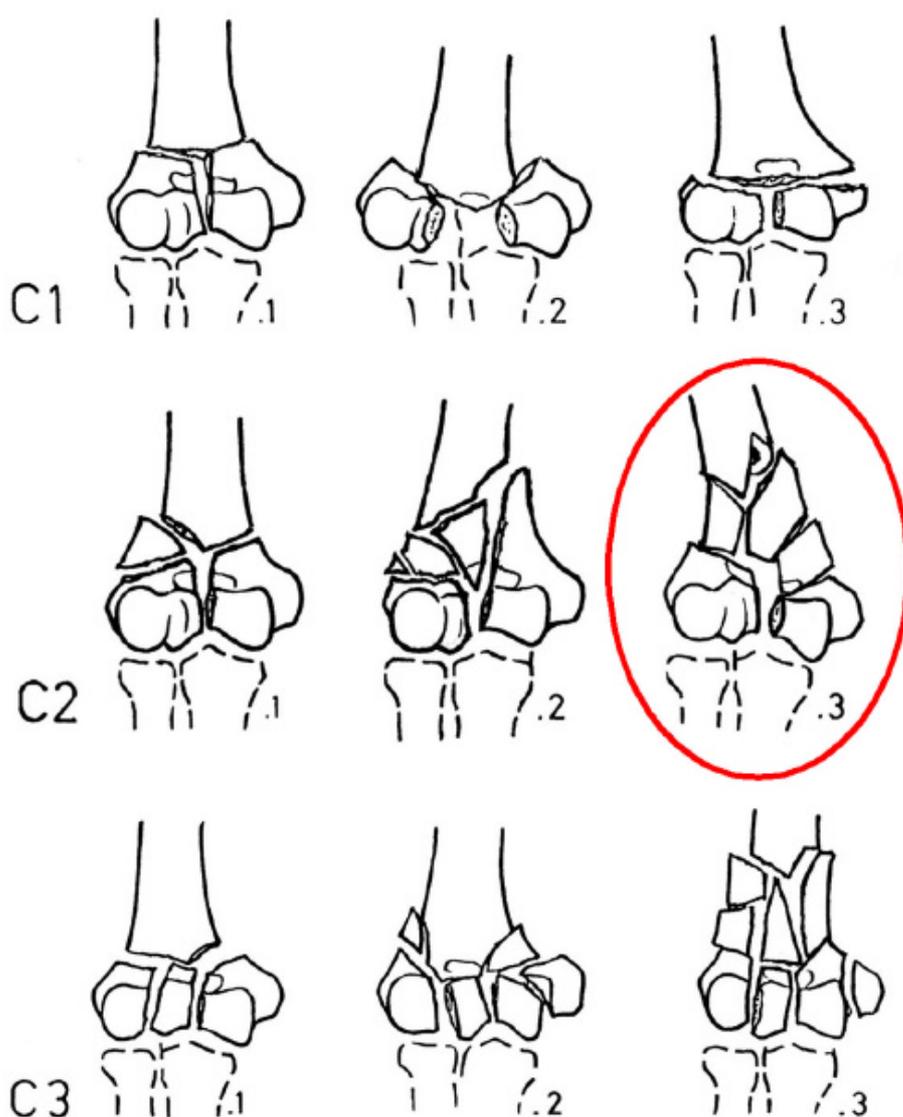


Abb. 7:
Untergliederung
der distalen Hu-
merusfrakturen
vom Typ C. Aus:
Schuster, 2004.

3.4 Therapie der Frakturen im Ellenbogengelenk

Grundsätzlich gibt es drei Möglichkeiten, distale Humerusfrakturen zu versorgen. In Betracht kommen eine konservative Behandlungsmethode, die Osteosynthese und die Endoprothese als ultima ratio (Wenzl et al., 2007, Bonnaire und Bula, 2010, Beller et al., 2010). Im Folgenden werden die Bedingungen für die jeweilig günstigste Behandlungsform dargestellt.

3.4.1 Konservativ

Eine konservative Behandlung von distalen Humerusfrakturen ist nur im Ausnahmefall gerechtfertigt. Durch die lange Immobilisation des Ellenbogens kommt es fast immer zu einer Versteifung und somit zu einem für den Patienten nicht zufriedenstellenden Ergebnis. Manche Autoren geben an, dass unter Umständen gering dislozierte Frakturen konservativ behandelt werden können, sofern eine Physiotherapie so früh wie möglich eingeleitet wird (Lill und Josten, 2000).

Ein weiterer gerechtfertigter Ausnahmefall liegt bei der distalen Humerusfraktur des alten multimorbiden Patienten mit absoluten Kontraindikationen für eine Operation vor, hier muss die Fraktur konservativ behandelt werden (Popovic und King, 2012). Auch in diesem Fall sollte versucht werden, eine frühfunktionelle Nachbehandlung anzustreben.

3.4.2 Osteosynthese

Man kann zwischen Plattenosteosynthese, Fixateur externe oder einer Kirschner-Draht-Stabilisierung wählen.

3.4.2.1 Plattenosteosynthese

Die Doppelplattenosteosynthese ist das Mittel der Wahl bei distalen Humerusfrakturen (Hausman und Panozzo, 2004, Korner et al., 2003, Rueger et al., 2005, Unger et al., 2010, Otto, 2003). Dies gilt auch für ältere Patienten mit osteoporotischen Knochen (Srinivasan et al., 2005, John et al., 1994). Es gibt

verschiedene Osteosynthesematerialien und verschiedene Anordnungen der zwei Platten. Man unterscheidet zum einen die Anordnung in 90° Konfiguration, in welcher sich die radiale Platte dorsal und die ulnare Platte medial befinden, und zum anderen die dorsale Anordnung, bei der ulnare und radiale Platte beide dorsal platziert werden. In Studien konnte gezeigt werden, dass die 90° Konfiguration eindeutig der dorsalen Anordnung der Platten vorzuziehen ist (Korner et al., 2004).

Standardrekonstruktionsplatte ist hier die Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte, die zu den limited contact dynamic compression plates (LCDCP) zählt (Helfet und Hotchkiss, 1990, Zhang et al., 2010). Sie ist eine Weiterentwicklung der Standardrekonstruktionsplatte DCP (dynamic compression plate), die zu den Spann-Gleitloch-Platten zählt, die 1990 von Perres entwickelt wurden und eine geringere Auflagefläche auf dem Knochen haben. Damit soll das Auftreten von Nekrosen reduziert werden (Perren et al., 1990).

Bis vor einigen Jahren wurden auch Drittelrohrplatten für die Behandlung bei distalen Humerusfrakturen eingesetzt. Diese Platten wurden so benannt, weil sie die Form eines gedrittelten Rohres haben. Nach einigen Studien zeigte sich jedoch, dass sie für die Verwendung bei distalen Humerusfrakturen nicht stabil genug sind (Helfet und Hotchkiss, 1990, Henley et al., 1987).

Auch die dorsale Y-Platte konnte in biomechanischen Testungen nicht überzeugen (Helfet und Hotchkiss, 1990).

Neben der Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte ist heutzutage die LCP (locking compression plate) die am meisten verwendete Platte. Diese hat den Vorteil, dass sie winkelstabil ist und dass durch die zusätzliche Verschraubung der Platte mit den Schrauben vor allem bei osteoporotischen Knochen eine höhere Stabilität entsteht (Schuster et al., 2008, Pichl et al., 2006).

Eine vergleichsweise neue Platte ist die distale Humerusplatte (DHP) der Firma Synthes (Freiburg, Deutschland). Diese Platte ist auch winkelstabil, zudem vorgebogen und bietet die Möglichkeit, eine weitere transcondyläre Schraube

einzubringen. Darüber hinaus sollen drei kleine Schrauben am distalen Ende der radialen Platte in p.a. Richtung die Stabilität erhöhen. In ersten biomechanischen Untersuchungen zeigte die Platte im Vergleich zu herkömmlichen Konstruktionen gute Ergebnisse (Rübberdt et al., 2008).

Die letztendliche Entscheidung über die Auswahl der geeignetsten Platte muss beim Chirurgen liegen. Literaturangaben zufolge scheint es jedoch sinnvoll zu sein, bei Frakturen osteoporotischer Knochen auf winkelstabile Platten zurückzugreifen. Bei Knochen mit normaler Knochenmineraldichte erzielen herkömmliche Rekonstruktionsplatten ebenso gute Ergebnisse (Korner et al., 2004, Schuster et al., 2008).

3.4.2.2 Fixateur externe

Der Fixateur externe ist nur als Übergangslösung bei ausgedehnten Weichteilverletzungen anzusehen. Durch seine gelenkübergreifende Montage verhindert er eine Bewegung des Ellenbogengelenks und führt nur zu einer Versteifung.

Ein neuer Therapieansatz zeigt sich in der Benutzung von so genannten Bewegungsfixateuren, die zusätzlich zur Osteosynthese angebracht werden, um ein Implantatversagen zu verhindern und die Fraktur zusätzlich zu stabilisieren (Gausepohl, 2011). Bewegungsfixateure können bei ausgewählten Indikationen in Erwägung gezogen werden. Hierzu zählen Patienten mit hohem Risiko einer Infektion und geringem Anspruch an die Funktionalität des Ellenbogens (Haasper et al., 2006).

In der Literatur wird eine weitere Möglichkeit der Verwendung eines Fixateurs externe zusammen mit perkutaner Schraubenosteosynthese angegeben (Walz und Auerbach, 2006). Diese Methode ist insbesondere bei älteren Patienten mit hohem OP-Risiko und osteoporotischen Knochen anwendbar.

3.4.2.3 Kirschner-Drahtstabilisierung

Eine Kirschner-Drahtstabilisierung wird nur bei kindlichen Frakturen durchgeführt (Letsch et al., 1989, Otto, 2003). Bei Erwachsenen werden durch diese Behandlungsmethode schlechte Ergebnisse mit Instabilität und eventueller Re-Dislokation der Fraktur erzielt (Lill und Josten, 2000).

3.4.2.4 Schraubenosteosynthese

Eine Schraubenosteosynthese kann nur bei epicondylären Frakturen als alleinige Osteosynthesemethode angewendet werden. Bei anderen Frakturtypen wird sie unter Umständen zur Erhöhung der Stabilität zusätzlich eingebracht. Diese Form der Osteosynthese sollte man nicht bei osteoporotischen Frakturen anwenden, da eine feste Verankerung der Schraube in diesen Fällen oftmals nicht möglich ist (Helfet und Hotchkiss, 1990).

3.4.2.5 Marknagelosteosynthese

Die Marknagelosteosynthese wird gelegentlich bei distalen Humerusfrakturen der Gruppe A2 und A3 als Behandlungsverfahren gewählt. Problematisch wird diese Behandlungsform, wenn das distale Fragment zu schmal ist. In diesem Fall sollte man an eine zusätzliche distale Fixierung denken (Lill und Josten, 2000).

3.4.3 Endoprothese

Eine Endoprothese sollte nur in Ausnahmefällen als ultima ratio in Erwägung gezogen werden (Ray et al., 2000, Chalidis et al., 2009). Laut Literaturangaben erzielte man passable Ergebnisse bei Trümmerfrakturen, die keine stabile Osteosynthese zuließen (Frankle et al., 2003, Gambirasio et al., 2001, Müller et al., 2005, Dietz et al., 2011), sowie bei Implantatversagen ohne Möglichkeit einer Re-Osteosynthese.

Auch bei posttraumatischer Arthrose oder rheumatoider Arthritis (Burkhart et al., 2010, Cobb und Morrey, 1997) kann ein Ellenbogengelenkersatz eine alternative Option darstellen.

Kontraindikationen für eine Endoprothese sind offene Frakturen, Infektionen, fehlende Compliance des Patienten sowie ein hoher Funktionalitätsanspruch (Burkhart et al., 2010).

4 Material und Methoden

4.1 Begriffsdefinition

Die folgenden Begriffe werden oft in der Literatur gebraucht und sind Kriterien, um bestimmte Eigenschaften miteinander zu vergleichen.

Stabilität

Die Stabilität setzt sich aus der Steifigkeit und der Festigkeit zusammen und bewertet die biomechanischen Eigenschaften.

Steifigkeit

Die Steifigkeit gibt die elastische Verformung eines Stoffes wieder. Je höher sie ist, desto weniger verformbar ist der Stoff. Man kann die Steifigkeit aus der Steigung der Kraft-Weg-Kurve bestimmen, häufig wird sie auch als E-Modul bezeichnet. Die Steifigkeit wird in N/mm angegeben.

Festigkeit

Die Festigkeit gibt die Grenze der Belastbarkeit an, nach deren Übertreten es zu einem Versagen im Knochen-Implantat-Konstrukt kommt.

Elastizität

Die Elastizität gibt die Eigenschaft eines Körpers an, nach Verformung wieder in seine Ursprungslage zurück zu gelangen.

Deformation

Die Deformation gibt die Änderung nach Verformung wieder.

Settling

Das Settling ist die Messgröße für die Auslockerung des Implantates. Es wird hier in mm angegeben.

Amplitude

Die Amplitude ist ein Maß für eine Schwingung. Sie gibt die maximale Auslenkung

an. Bei der zyklischen Dauerbelastung zeigt die Amplitude den Grad der Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstrukts an.

Kraft

Kraft ist definiert als Masse mal Beschleunigung. Die Einheit der Kraft ist [N].

4.2 Knochen

Alle Versuche wurden an synthetischen Knochen der Firma Sawbone (Malmö, Schweden) durchgeführt, die ähnliche mechanische Eigenschaften wie Humanknochen haben sollen. Diese Knochen werden extra für biomechanische Testungen hergestellt und haben eine ähnliche Dichte wie menschliche Knochen.

Die verwendeten synthetischen Knochen hatten laut Herstellerangaben eine Dichte von $1,64\text{g/cm}^3$, welches der Dichte von gesundem humanem Knochen sehr nahe kommen soll (Quelle: Homepage der Firma Sawbone vom 16.02.2012).

Der synthetische Knochen besteht aus einem Gemisch aus Epoxidharz, der die Kortikalisstruktur darstellt, und einem Polyurethanschaum, der die Spongiosa simulieren soll. Für die Spongiosa sind verschiedene Ausführungen verfügbar, um auch Knochen mit anderen Mineraldichten zu testen. Das Epoxidharz hat dabei aber immer dieselbe Dichte.

Da für den Versuch nur der distale Teil des Humerus gebraucht wurde, konnte der proximale Teil standardisiert abgesägt werden. So erhielt man 24 Knochen mit der Länge von 22 cm.

4.3 Frakturmodell AO C2.3

Ca. 37% aller Humerusfrakturen sind C-Frakturen (Robinson et al., 2003). Um die Fraktur zu simulieren, wurde einmal auf der Höhe des Epicondylus und 4,3 mm proximal dazu ein Schnitt angesetzt. Durch ein 0,7 mm dickes Schneideblatt erhielt man einen 5 mm großen Frakturspalt, der die metaphysäre Trümmerzone darstellt. Außerdem wurde ein 3 cm langer Schnitt durch die Condylen zwischen Capitulum und Trochlea durchgeführt, um eine bicondyläre Fraktur zu erhalten.



Abb. 8: Die Fraktursimulation am synthetischen Knochen.

4.4 Implantatmontage

Die Implantatmontage wurde gemeinsam mit zwei Fachärzten für Unfallchirurgie durchgeführt. Für jede Rekonstruktionsplatte standen acht Knochen zur Verfügung, sodass also insgesamt 48 Platten auf 24 Knochen verschraubt wurden. Die Platten konnten zunächst mithilfe von entsprechendem Biegewerkzeug an die Knochen angepasst werden. Bei der neuen Platte war dies nicht erforderlich, da sie schon vorgebogen war. Anschließend wurden die Platten mit jeweils drei Schrauben radial und fünf Schrauben ulnar befestigt. Daraufhin konnten die Platten wieder abgeschraubt, der Knochen zersägt und die Platten

wieder remontiert werden. Durch die primäre Verschraubung der Platte vor der Osteotomie konnte diese ohne große Zugkräfte wieder montiert werden.

4.4.1 AO

Diese Platte ist die Standard-AO-Rekonstruktionsplatte der Firma Marquard Medizintechnik (Spaichingen, Deutschland). Es handelt sich hier um eine Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte. Posterolateral und medial wurde je eine Platte mit jeweils acht Schraubenlöchern montiert. Die radiale Platte erhielt zwei Schrauben distal des Frakturspaltes sowie drei Schrauben proximal davon. An der ulnaren Platte wurden zwei Schrauben distal des Spaltes angebracht und wiederum drei proximal. In der Tabelle sind die einzelnen Schraubenlängen sowie die Art der Schraube (s=spongiosa, c=cortikalis) aufgeführt.

Tab. 1: Schraubenverteilung AO-Platte

Lochnr. von distal	1	2	3	4	5	6	7	8
Schraubenlänge/Typ (ulnare Platte)	55/s	22/s		38/c		24/c		24/c
Schraubenlänge/Typ (radiale Platte)	24/s	24/s		16/c		16/c		20/c



Abb. 9: Die Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte am synthetischen Frakturmodell.

4.4.2 Tifix

Die zweite getestete Platte ist eine winkelstabile Platte der Firma Litos. Auch hier wurden jeweils zwei Platten posterolateral sowie medial mit jeweils acht Schraubenlöchern angebracht. Sowohl die radiale Platte als auch die ulnare Platte erhielten zwei Schrauben distal des Frakturspaltes und drei Schrauben proximal davon. In der folgenden Tabelle sind die einzelnen Schraubenlängen sowie die Art der Schraube (s=spongiosa, c=cortikalis) aufgeführt.

Tab. 2: Schraubenverteilung Tifix-Platte

Lochnr. von distal	1	2	3	4	5	6	7	8
Schraubenlänge/Typ (radiale Platte)	26/s	26/s		18/c		18/c		24/c
Schraubenlänge/Typ (ulnare Platte)	50/s	24/s		32/c		24/c		24/c



Abb. 10: Die Tifix-Platte am synthetischen Frakturmodell.

4.4.3 Der Prototyp einer neuen winkelstabilen Osteosynthese

Die dritte getestete Platte ist eine gemeinsame Neuentwicklung mit der Firma Litos. Im Folgenden nur noch ProwiOs genannt stellt die Platte einen Kompromiss zwischen den bisherigen Modellen dar, da sie einige positive Eigenschaften bisheriger Implantate in sich vereint.

Zunächst ist die metaphysär-epiphysäre Ausdünnung zu nennen, die im Bereich des sechsten Schraubenloches die Platte um etwa ein Drittel dünner sein lässt. Dies ist genau der Bereich, der dicht unter der Haut liegt und kaum durch einen Weichteilmantel geschützt ist. Des Weiteren bietet die Platte durch ihre multidirektionale winkelstabile Verankerung eine sehr hohe Stabilität, vor allem im osteoporotischen Knochen.

Durch die radiale Lippe soll zum einen ein Schraubenausriss der distalen radialen Schrauben verhindert werden und zum anderen bietet sie auch die Möglichkeit, eine weitere transcondyläre Schraube einzubringen. Diese Ausgestaltung soll die Stabilität zusätzlich erhöhen.

Erwähnenswert ist, dass die ProwiOs bereits vorgeformt geliefert wird und dementsprechend nicht zurechtgebogen werden muss. Ob auch diese Eigenschaft die Stabilität erhöht, wird sich in klinischen Untersuchungen zeigen.



Abb. 11: Metaphysär-epiphysäre Ausdünnung der neuen Platte.

Von dieser Platte wurden zwei verschiedene Versionen verwendet. Die posterolaterale Platte hat zehn Schraubenlöcher inklusive radialer Lippe. Die mediale Platte besitzt neun Schraubenlöcher. Die radiale Platte wurde sowohl distal als auch proximal des Frakturspaltes mit drei Schrauben verankert; die mediale Platte distal mit zwei Schrauben sowie proximal mit drei Schrauben. In der folgenden Tabelle sind die einzelnen Schraubenlängen sowie die Art der Schraube (s=spongiosa, c=cortikalis) aufgeführt.

Tab. 3: Schraubenverteilung ProwiOs

Lochnr. von distal	1a	1b	2	3	4	5	6	7	8
Schraubenlänge/Typ (radiale Platte)	22/c	45/c	24/s		16/c		24/c		24/c
Schraubenlänge/Typ (ulnare Platte)	50/c	36/c		30/c		24/c		26/c	



Abb. 12: Die neue Platte am synthetischen Knochen. Ansicht von dorsal.



Abb. 13: Die neue Platte am synthetischen Knochen. Ansicht von radial.

4.5 Einbettung des Knochens

Um später in der Testmaschine alle Knochen exakt gleich einzuspannen, wurden sie standardisiert eingebettet. Da alle Knochen identisch sind, war es möglich, eine für alle angepasste Negativschablone herzustellen. Nach exakter Positionierung in axialer Ausrichtung wurde die Form aus PMMA-Harz der Firma Kulzer (Wehrheim, Deutschland) hergestellt. Nach erfolgreicher Aushärtung des Harzes wurde die Negativform durch einen Schnitt in axialer Richtung in zwei Teile getrennt, die nun zu jedem der 24 Knochen passten und mit deren Hilfe man den Knochen fest in der Testmaschine verankern konnte.

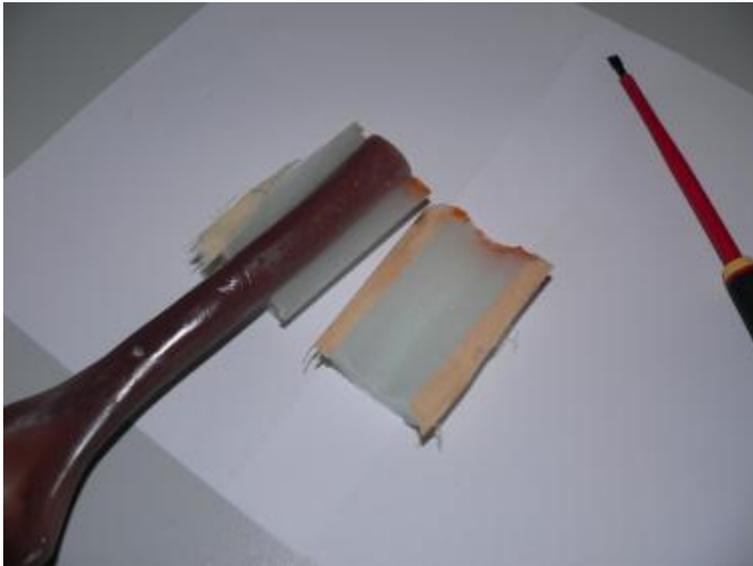


Abb. 14: Standardisierte Einbettung des Knochens.

4.6 Versuchsaufbau

Im Jahr 2004 wurde von einem Doktoranden der Universität Freiburg in Zusammenarbeit mit dem AO Forschungsinstitut eine Testmethodik für Osteosynthesen bei intraartikulären distalen Humerusfrakturen mit metaphysärer Trümmerzone entwickelt (Schuster, 2004).

In Anlehnung an diese Dissertation wurde gemeinsam mit dem biomechanischen Labor Lübeck die vorliegende Testmethodik entwickelt und im Vergleich zur Arbeit aus Freiburg geringfügig abgewandelt.

Schuster entwickelte einen Versuchsaufbau für statische und zyklische Testungen. In den statischen Versuchen wurde sowohl in Flexions- als auch in Extensionsbelastung getestet; in den zyklischen nur in Flexionsbelastung (Schuster, 2004).

Alle Testmaschinen wurden analog der Vorgabe des Methodik-Teils dieser Arbeit entwickelt.

4.6.1 Testaufbau statische Testung

Die Testungen wurden mit einer Testmaschine der Firma Zwick (Ulm, Deutschland) durchgeführt. Die Kraftereinleitung in axialer Richtung erfolgte in verschiedenen Winkeln. Der Kraftvektor wurde so eingeleitet, dass der Winkel zur Humeruslängsachse 5° betrug.

Der Auflagebereich der Wippe wurde den anatomischen Formen genau angepasst. Eine 0,5 mm dicke Folie verhinderte, dass der Knochen nur an einem Punkt auflag, und ermöglichte so die gleichmäßige Verteilung der Kraft.

Anschließend wurde der Knochen nach der humeroulnaren Gelenkachse eingespannt und für die Extensionsbelastung unter einem Winkel von 85° , bei Flexion unter 5° mit einer definierten Kraft senkrecht nach unten gedrückt.

Die in der Literatur angegebene Druckverteilung von Capitulum und Trochlea-Einsenkung von 6:4 wurde mittels einer Wippe sichergestellt (Morrey, 2009).

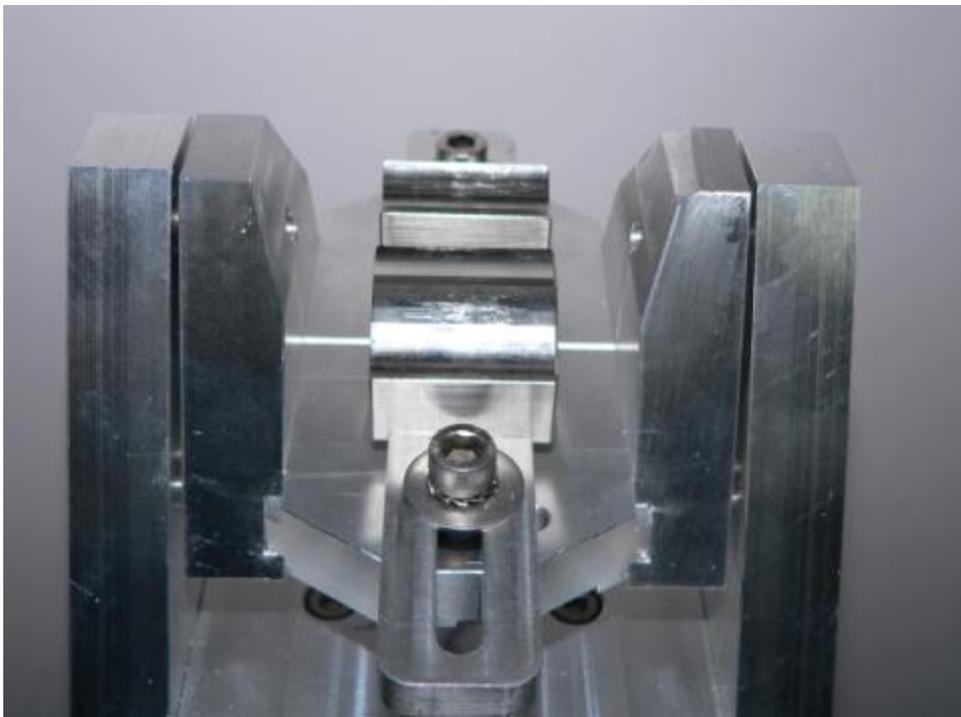


Abb. 15: Testaufbau statische Testung, Umsetzung der Wippe.

Schuster führte Voruntersuchungen zur Ermittlung des Lastniveaus durch und fand dabei heraus, dass im statischen Test die Kraft-Weg-Kurve bis zu einem Druck von 150 N in Flexionsbelastung und 70 N in Extensionsbelastung linear verläuft. Aus diesem Grund wurde die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstrukts aus dem Bereich von 20-40 N bestimmt. Ermittelt wurde die Steifigkeit aus der Kraft-Weg-Kurve; sie lässt sich hier an der Steigung ablesen.

Jeder Knochen wurde insgesamt vier Mal getestet, wobei aus den letzten drei Messwerten der Mittelwert, die Standardabweichung und die Varianz berechnet wurden. Der erste Wert wurde zur Berechnung nicht mit herangezogen, da sich das Knochen-Implantat-Konstrukt bei der ersten Bewegung setzt und man somit einen falschen Wert erhalten könnte.



Abb. 16: Quasistatische Testung der Tifix Platte in Extensionsbelastung.

4.6.2 Testaufbau zyklische Testung in Flexionsbelastung



Abb. 17: Testaufbau zyklische Testung in Flexionsbelastung.

Die dynamischen Testungen wurden mit einer Testmaschine der Firma DHM Clausthal (Zellerfeld, Deutschland) durchgeführt.

Es wurden 5000 Zyklen mit einer Frequenz von 1 Hz gefahren. Die hierbei eingeleiteten Kräfte wurden sinusförmig zwischen 20 und 150 N eingeleitet. Auch hier dienten die Voruntersuchungen von Schuster als Richtwert. Als Begründung für die Festsetzung von 5000 Zyklen gab er an, dass der Arm fünf Wochen nach

der Osteosynthese ca. 5040 Mal gebeugt wird und dabei nur das Eigengewicht (1,5kg) des Unterarms als Kraft auf das Knochen-Implantat-Konstrukt einwirkt.

Um die Veränderungen im Knochen-Implantat-Konstrukt zu erfassen, wurde eine Kamera auf den Frakturspalt gerichtet. Eine Aufnahme mit Zentimetermaß half bei der Berechnung des Maßstabes. Im Anschluss wurde bis 500 Zyklen alle 100 Zyklen, zwischen 500 und 5000 Zyklen nur noch alle 500 Zyklen der Frakturspalt jeweils bei 20 und bei 150 N durch die Kamera erfasst. Aus der Differenz der beiden Werte ließ sich so die Steifigkeit berechnen. Eine Veränderung im Verlauf wäre ein Hinweis für eine Veränderung im Knochen-Implantat-Konstrukt.

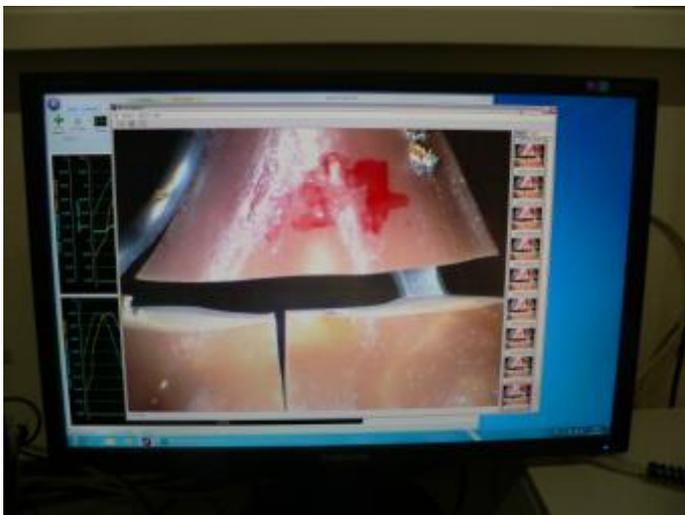


Abb. 18: Aufnahme des Frakturspalt es während der zyklischen Testung.

4.6.3 Datenerfassung

Die Auswertung der statischen Testung erfolgte mittels eines internen Datenauswertungsprogramms der Firma Zwick, TestXpert (TestXpert II V 3.1, Zwick-Roell, Ulm, Deutschland).

Die dynamische Testung wurde mittels Syscon easy Test sowie einer Kamera und der Software Microcapture (DNT, Dietzenbach, Deutschland) ausgewertet.

4.6.4 Statistische Auswertung

Die statistischen Auswertungen erfolgten mittels Excel 2007 sowie SPSS 19. Der Mittelwert und die Standardabweichung wurden berechnet, anschließend wurden die Mittelwerte mithilfe des t-Tests auf signifikante Unterschiede auf dem 5%-Niveau geprüft.

4.6.5 Versagensdefinition

Die häufigsten Komplikationen bei distalen Humerusfrakturen sind Schraubenausrisse und Implantatversagen nach Osteosynthese (Korner et al., 2005, Schuster et al., 2008, Robinson et al., 2003). Um dies zu verhindern, müssen die Schrauben im Knochen gut verankert sein und dürfen auch bei dynamischer Dauerbelastung keine Mobilität zeigen. Aus diesem Grund wurde der Schraubenausriss als erste Versagensdefinition gewählt. Des Weiteren wurde als zweite Versagensdefinition eine Frakturspaltbewegung von über 2 mm festgelegt. Laut Claes et al., 1997 ist eine gewisse Frakturspaltbewegung von etwa 0,5 – 2 mm zwar hilfreich, darüber hinaus gehende Bewegungen verzögern aber den Heilungsprozess. Dies impliziert auch den Kortikaliskontakt.

5 Ergebnisse

5.1 Statische Testung

5.1.1 In Extensionsbelastung

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Testungen in tabellarischer Form dargestellt.

Tab. 4: Ergebnisse der quasistatischen Testungen der Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte in Extensionsbelastung

Plattennr.:	459	441	444	438	439	451	463	443
1. Testung [N/mm]	38,3	57,5	66,2	60,1	52,5	30,6	44,3	60,3
2. Testung [N/mm]	41,0	61,3	67,0	61,5	51,3	32,1	44,3	61,3
3. Testung [N/mm]	41,3	61	66,2	60,9	52,4	32,3	44,4	61,7
Mittelwert [N/mm]	40,4	60	66,5	60,8	52,1	31,7	44,3	61,1
Standardabweichung	1,4	2,11	0,45	0,72	0,69	0,9	0,06	0,7
Varianz	3,46	3,52	0,68	1,19	1,26	2,99	0,15	1,15

Tab. 5: Ergebnisse der quasistatischen Testungen der Tifix-Platte in Extensionsbelastung

Plattennr.:	442	457	445	461	455	462	436	C4
1. Testung [N/mm]	64,4	50,7	68,8	66,1	72,7	60,8	64	69,8
2. Testung [N/mm]	69,3	50,9	70,8	68,8	74,7	60,5	64,5	70
3. Testung [N/mm]	69,7	51	72,4	69,6	74,7	60,2	64,6	70
Mittelwert [N/mm]	67,8	50,9	70,6	68,1	74	60,5	64,4	69,9
Standardabweichung	6,93	0,15	1,81	1,84	1,15	0,31	0,32	0,13
Varianz	4,39	0,3	2,56	2,70	1,56	0,52	0,5	0,2

Tab. 6: Ergebnisse der quasistatischen Testungen der ProwiOs in Extensionsbelastung

Plattennr.:	446	458	440	452	448	435	434	456
1. Testung [N/mm]	65,3	77,9	70,2	66,7	65,8	65,1	70,8	68,6
2. Testung [N/mm]	67,7	80,5	71,6	66,7	68,8	66,6	72,4	69,0
3. Testung [N/mm]	68,7	80,2	71,5	67,2	69,6	66,5	72,5	69,1
Mittelwert [N/mm]	67,2	79,5	71,1	66,9	68,1	66,1	71,9	68,9
Standardabweichung	1,75	1,42	0,78	0,32	1,84	0,86	0,94	0,27
Varianz	2,61	1,72	1,11	0,48	2,70	1,31	1,31	0,4

Die statistischen Werte der statischen Testung in Extensionsbelastung sind nachfolgend zur besseren Übersicht in einer Tabelle zusammengefasst:

Tab. 7: Die Mittelwerte der Steifigkeit in Extensionsbelastung im Vergleich

	Mittelwert der Steifigkeit in Extensionsbelastung
Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte	52,10 N/mm (SD 12,19)
Tifix	65,78 N/mm (SD 7,27)
ProwiOs	69,92 N/mm (SD 4,38)

Die statistische Auswertung zeigt, dass die ProwiOs Platte signifikant steifer als die Standard Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte der AO ist ($p < 0,05$). Zwischen den anderen Platten ergibt sich kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$). Im Folgenden sind der Mittelwert, die Standardabweichung sowie die Spannweite erneut graphisch dargestellt.

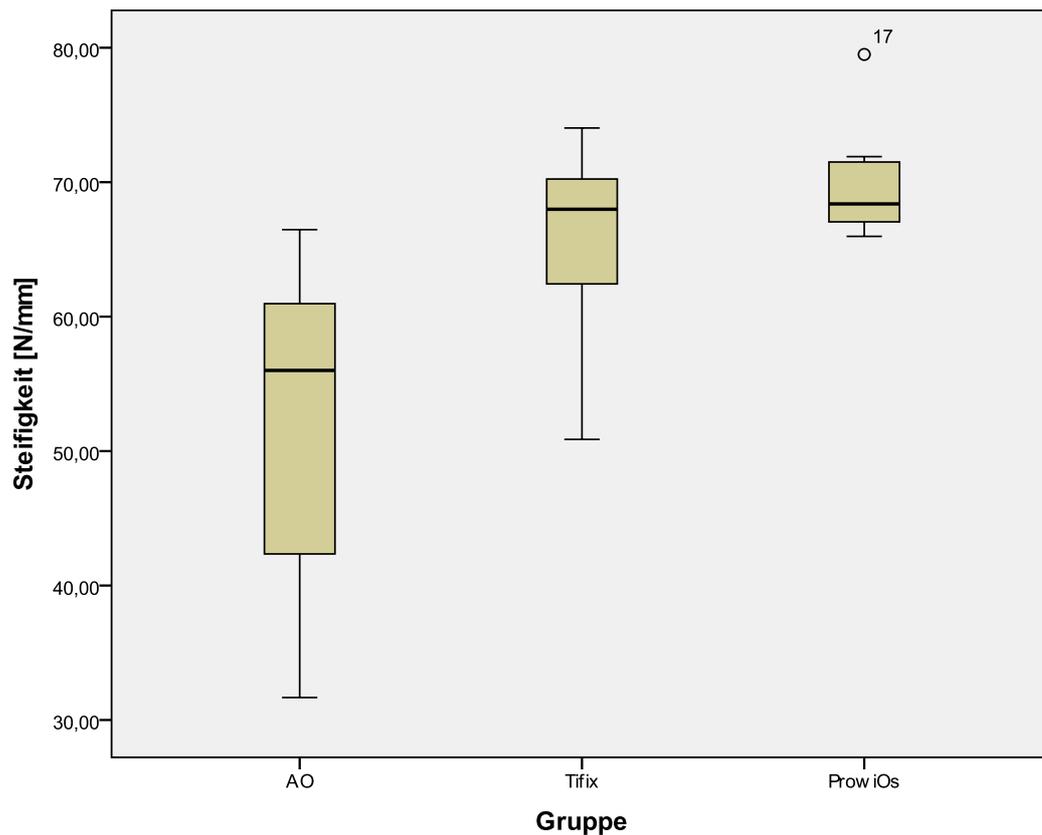


Abb. 19: Ergebnisse der quasistatischen Testung in Extensionsbelastung; Mittelwerte, Standardabweichung sowie Spannweite im Vergleich.

5.1.2 In Flexionsbelastung

Nachfolgend sind die Ergebnisse der statischen Testungen in Flexionsbelastung in tabellarischer Form aufgeführt.

Tab. 8: Ergebnisse der quasistatischen Testungen der Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte in Flexionsbelastung

Plattennr.:	451	439	441	444	459	443	438	463
1. Testung [N/mm]	211	249	239	283	325	326	245	324
2. Testung [N/mm]	247	255	240	282	321	340	250	327
3. Testung [N/mm]	238	256	237	284	316	350	251	326
Mittelwert [N/mm]	232	253	239	283	320	339	249	326
Standardabweichung	18,7	3,89	1,29	1,17	4,65	12,1	3,05	1,35
Varianz	4,82	1,54	0,54	0,41	1,45	3,58	1,23	0,41

Tab. 9: Ergebnisse der quasistatischen Testungen der Tifix-Platte in Flexionsbelastung

Plattennr.:	436	445	442	461	C4	457	462	455
1. Testung [N/mm]	384	420	396	379	409	412	350	373
2. Testung [N/mm]	386	436	401	382	416	412	354	372
3. Testung [N/mm]	392	443	405	385	420	413	350	372
Mittelwert [N/mm]	387	433	400	382	415	412	353	372
Standardabweichung	3,91	12	4,49	3,13	5,46	0,4	2,44	0,4
Varianz	1,01	2,77	1,12	0,82	1,32	0,11	0,69	0,11

Tab. 10: Ergebnisse der quasistatischen Testungen der ProwiOs in Flexionsbelastung

Plattennr.:	458	448	440	452	434	446	435	456
1. Testung [N/mm]	323	236	191	228	276	198	215	155
2. Testung [N/mm]	328	239	193	234	264	195	242	158
3. Testung [N/mm]	330	238	196	235	262	200	223	164
Mittelwert [N/mm]	327	238	194	232	267	198	227	159
Standardabweichung	3,82	1,91	2,64	4,09	7,47	2,36	14,4	4,57
Varianz	1,17	0,8	1,36	1,76	2,79	1,19	6,33	2,88

Die folgende Tabelle fasst die statistischen Werte in Flexionsbelastung zusammen.

Tab. 11: Mittelwerte der Steifigkeit in Flexionsbelastung im Vergleich

	Mittelwert der Steifigkeit in Flexionsbelastung
Kleinfragment- Rekonstruktionsplatte	280,08 N/mm (SD 42,92)
Tifix	394,25 N/mm (SD 26,24)
ProwiOs	230,13 N/mm (SD 51,14)

Die statistische Auswertung ergibt hier, dass die Tifix Platte signifikant steifer als die Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte der AO und als die ProwiOs ist ($p < 0,05$). Zwischen Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte und ProwiOs lässt sich jedoch kein signifikanter Unterschied feststellen ($p > 0,05$).

Die folgende Graphik fasst die Mittelwerte, Standardabweichungen sowie die Spannweite der Ergebnisse der Flexionsbelastung zusammen.

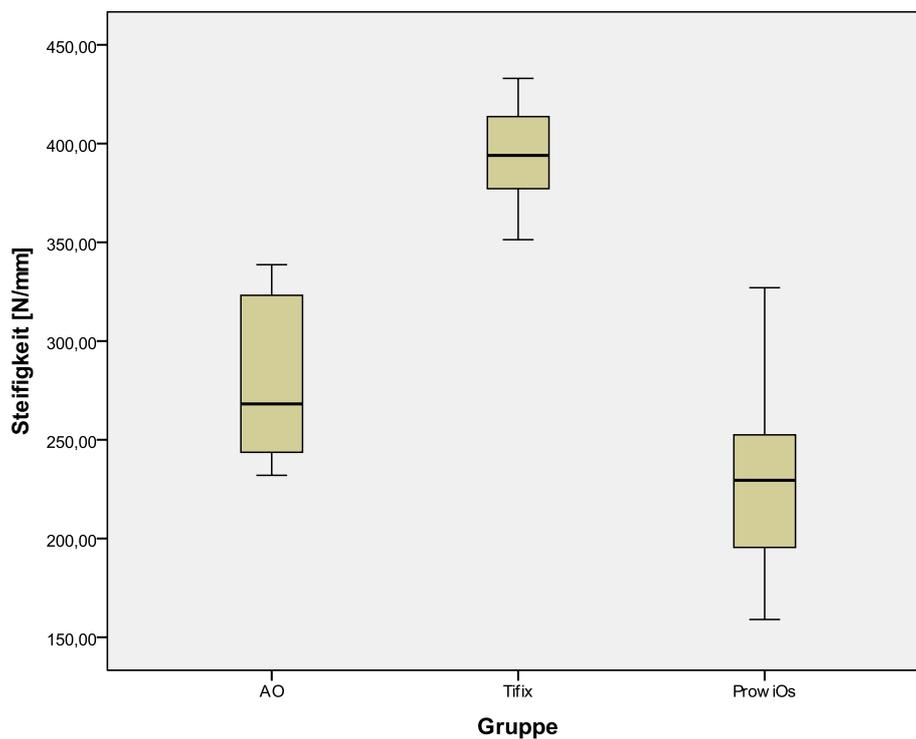


Abb. 20: Ergebnisse der quasistatischen Testungen in Flexionsbelastung; Mittelwert, Standardabweichung sowie Spannweite im Vergleich.

5.2 Zyklische Testung unter Flexionsbelastung

Alle getesteten Platten haben in ihrem Platten-Implantat-Konstrukt den Anforderungen der 5000 Zyklen standgehalten, ohne dass es zu einem der festgesetzten Versagensmechanismen kam. Die folgende Graphik zeigt, dass sich die Steifigkeit bei allen getesteten Platten im Verlauf der 5000 Zyklen nicht wesentlich verändert hat. In weiteren Tests mit höherer Kraftereinwirkung soll nun herausgefunden werden, ab wann die Grenze der Belastbarkeit erreicht ist.

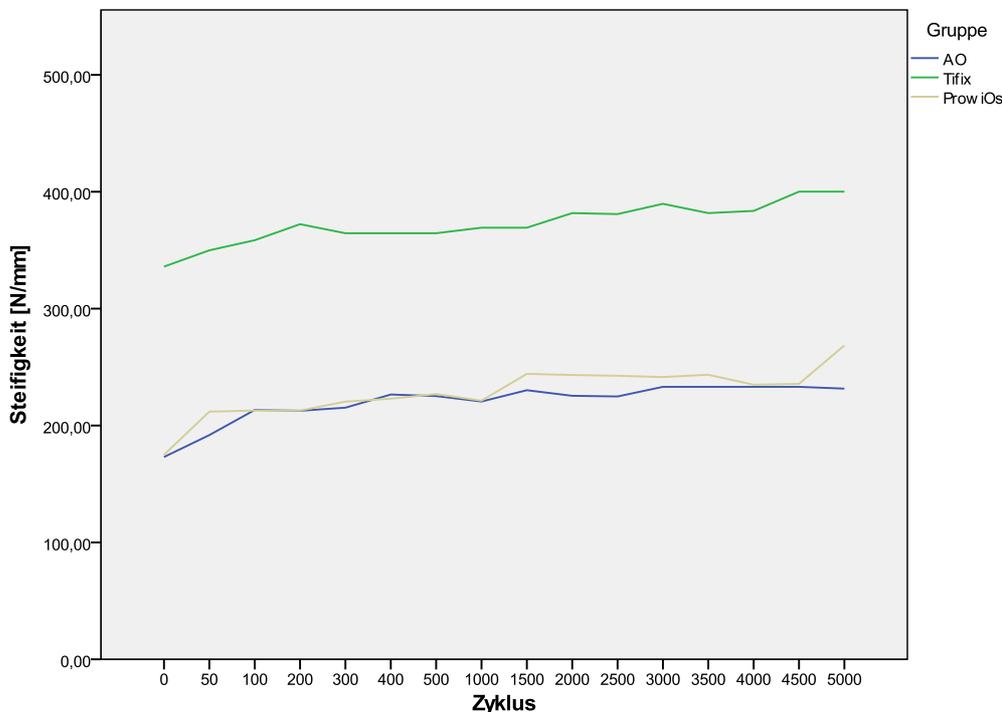


Abb. 21: Mittelwert der Steifigkeit unter zyklischer Dauerbelastung innerhalb der 5000 Zyklen.

5.2.1 Plastische Deformation

Eine Veränderung der Steifigkeit kann Auswirkungen im Knochen-Implantat-Konstrukt, wie beispielsweise eine plastische Deformation der Platte haben. Auch eine vermehrte Frakturspaltbewegung lässt auf eine unter Umständen dauerhafte

Veränderung der Platte schließen. Die vorliegende Tabelle zur Frakturspaltbewegung zeigt, dass die Mobilität während der 5000 Zyklen im Wesentlichen konstant geblieben ist, es also zu keiner plastischen Deformation kam.

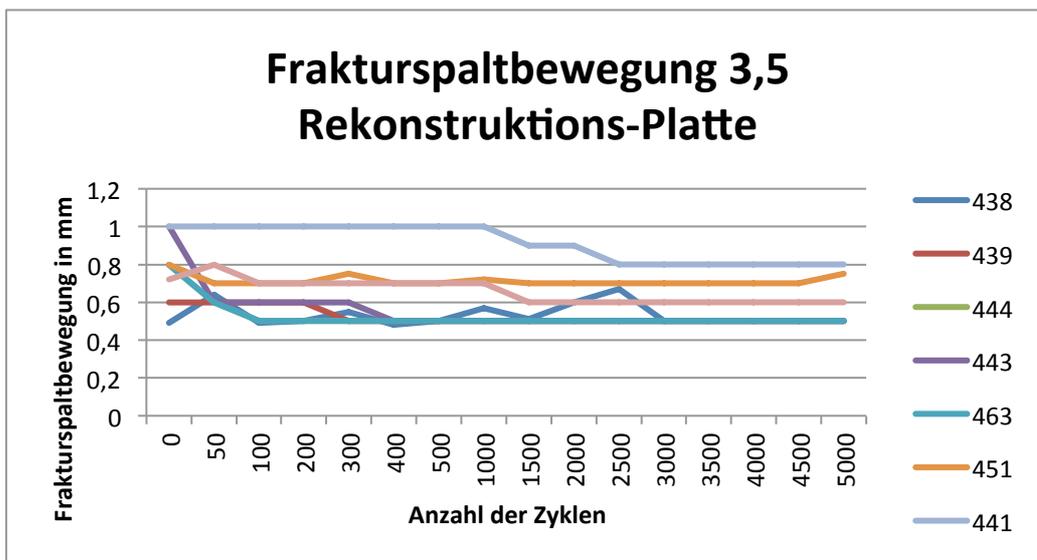


Abb. 22: Frakturspaltbewegung der AO-Platten innerhalb der 5000 Zyklen. Die einzelnen Platten sind durch verschiedene Farben gekennzeichnet.

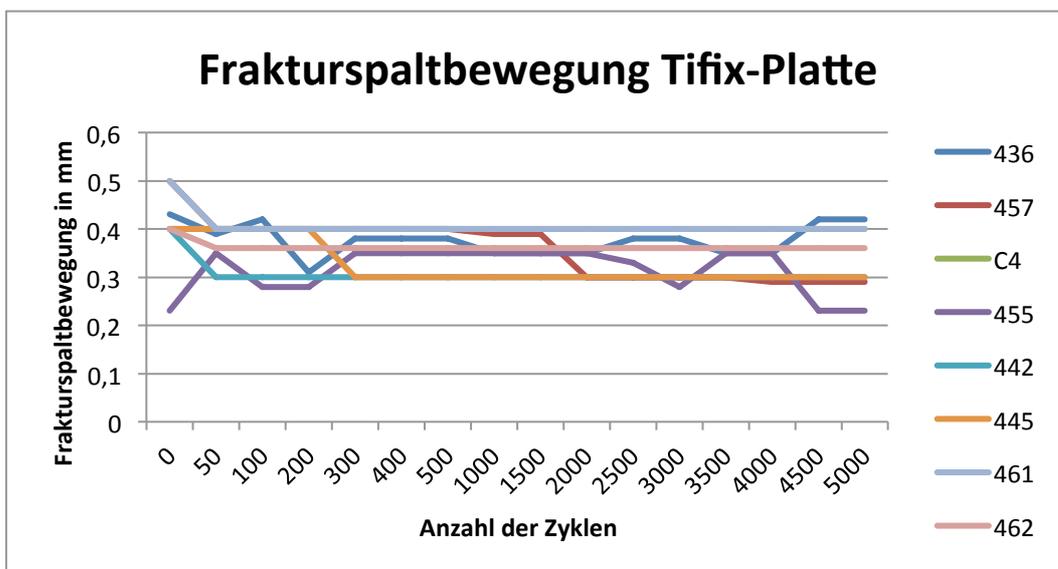


Abb. 23: Frakturspaltbewegung der Tifix-Platten innerhalb der 5000 Zyklen. Die einzelnen Platten sind durch verschiedene Farben gekennzeichnet.

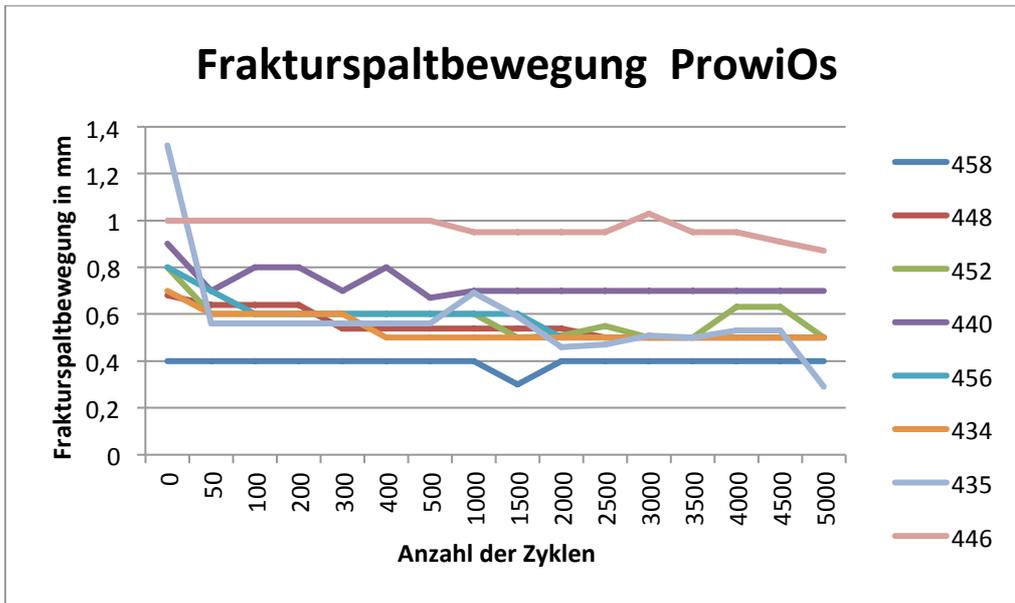


Abb. 24: Frakturspaltbewegung der ProwiOs während der 5000 Zyklen. Die einzelnen Platten sind durch verschiedene Farben gekennzeichnet.

5.2.2 Versagensmechanismus

In den bisher durchgeführten Testungen kam es zu keinem Versagen der Knochen-Implantat-Konstrukte.

6 Diskussion

6.1 Problemstellung

Die distale Humerusfraktur zählt seit über 30 Jahren zu den Problemfrakturen des Ellenbogens. Dafür gibt es eine Reihe von Gründen. Zum einen wäre da die hohe Anzahl an Mehrfragmentfrakturen von bis zu 50 % und außerdem ein Vorliegen von Begleitverletzungen in 40 % der Fälle (Lill und Josten, 2000). Kommt eine distale Humerusfraktur beim älteren Menschen vor, besteht außerdem meistens das Problem einer ausgedehnten Osteoporose, die es dem Chirurgen erschwert eine stabile Osteosynthese in den Knochen einzubringen. Häufig ist ein Implantatversagen die Folge, was für den Patienten eine erneute Operation und somit auch eine weitere Belastung für den Körper darstellt. Insgesamt muss bei fast jedem vierten Patienten mit distaler Humerusfraktur mit Komplikationen gerechnet werden (Lill und Josten, 2000).

In der Literatur findet man viele verschiedene Angaben über die häufigsten Komplikationen nach distalen Humerusfrakturen. In einer groß angelegten AO-Sammelstatistik von 1984 wurden Ergebnisse von 412 nachkontrollierten Fällen nach distalen intraartikulären Humerusfrakturen veröffentlicht. Die hierbei am häufigsten genannten Komplikationen waren Nervenschäden (bis zu 9%), vor allem des Nervus radialis, Pseudarthrosen in 5,2 % der Fälle sowie Infektionen als schwerste Komplikation in ungefähr 6 % der Fälle (Lob et al., 1984).

Diese Komplikationen haben sich, wie man anhand der folgenden Abschnitte erkennen kann, im Laufe der letzten 30 Jahren nicht verändert, geschweige denn reduziert.

1996 wurde eine Studie mit 77 Patienten, die zwischen 1983 und 1993 eine distale Humerusfraktur hatten und daraufhin an der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie Augsburg behandelt wurden, veröffentlicht. Hierbei

zeigten sich als häufigste Komplikationen Infektionen (10%), Implantatversagen und Neuropathien (33%) (Kundel et al., 1996).

Auch in einer im Jahre 2000 veröffentlichten Studie mit Patienten des eigenen Krankenguts werden als Komplikationen Neuropathien, heterotope Ossifikationen sowie Infektionen angeführt (Zeugner et al., 2000). Letztere traten vor allem nach C-Frakturen auf.

Eine weitere Studie aus dem Jahre 2005 stellt die Ergebnisse von 45 untersuchten Patienten nach distaler Humerusfraktur dar (Korner et al., 2005). In dieser Studie wurden vor allem ältere Patienten berücksichtigt, wobei das mittlere Alter 73 Jahre betrug. Hier wurden ebenfalls Infektionen und Nervenschäden als Komplikationen angegeben. Ein weiteres Problem stellte das Implantatversagen dar, zu dem es in 30 % der Fälle kam. Ein Schraubenausriss war vorwiegend im radialen Pfeiler zu beobachten (Hepp und Josten, 2011).

Die folgende Graphik fasst die häufigsten Komplikationen noch einmal zusammen:

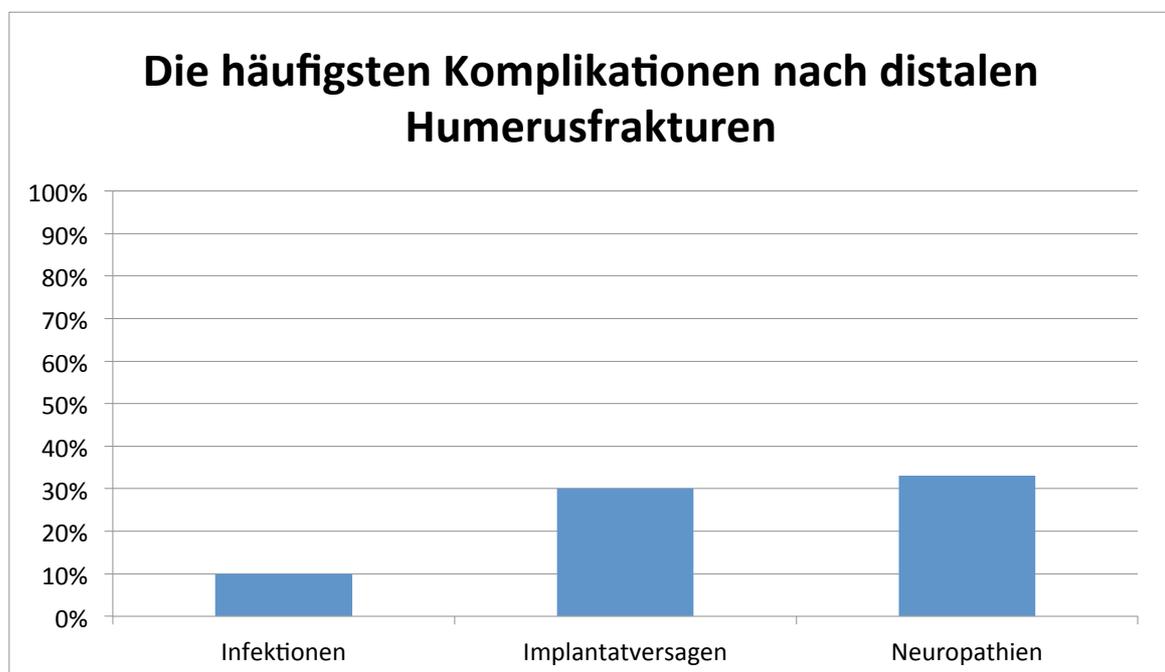


Abb. 25: Die häufigsten Komplikationen nach distalen Humerusfrakturen.

Das Outcome nach distalen Humerusfrakturen ist ein weiterer Aspekt zur Veranschaulichung der Notwendigkeit einer neu zu entwickelnden Platte. Der Begriff Outcome beschreibt die Zufriedenheit des Operateurs und des Patienten nach dem Eingriff.

In der AO Sammelstudie von 1984 wurden als Bewertungskriterien für das Outcome eine von Burri modifizierte Klassifizierung von Cassebaum gewählt. Die beurteilten Kriterien beinhalteten das subjektive Befinden nach dem Eingriff, die Frage ob und wie stark eine Bewegungseinschränkung vorlag und ob man nach Behandlung noch weiter im gleichen Beruf tätig sein konnte. Alle Kriterien konnten mit Zahlen von 1 bis 3 bewertet werden. Nach dieser Bewertung erlangten nur 60% der Patienten ein sehr gutes oder gutes, 22% ein mäßiges und 18% ein schlechtes Ergebnis (Lob et al., 1984).

In der Studie von 1996 wurden ähnliche Bewertungskriterien herangezogen. Neben der weiteren Ausübung des Berufes waren es hier Schmerz, Bewegungsausmaß, Pronation und Supination im Vergleich zum gesunden Arm sowie Komplikationen. Das Outcome war schlechter als das von 1984. Nur 52% der Patienten hatten ein gutes oder sehr gutes, 25% ein mäßiges und 24% ein schlechtes Ergebnis (Kundel et al., 1996).

Die Studie von Zeugner et al. aus dem Jahre 2000 verwendete zur Bewertung wieder die Kriterien von Burri und Rüter, aber auch hier zeigten sich nur in 63% der Fälle ein gutes oder sehr gutes Ergebnis. 12 % der Patienten erhielten ein mäßiges und 25% ein schlechtes Ergebnis.

Korner et al. zogen zur Beurteilung ihrer Ergebnisse ein etwas neueres Bewertungssystem heran: den Mayo Elbow Score. Hier werden Schmerz, Bewegung in Extension und Flexion, Pronation und Supination, Funktion sowie Instabilität begutachtet (Morrey, 2009). In ihrem Krankengut erhielten 58% ein

gutes oder sehr gutes, 29% ein mäßiges und 13% ein schlechtes Ergebnis (Korner et al., 2005).

Function	Points	Definition (Points)
Pain	45	None (45) Mild (30) Moderate (15) Severe (0)
Motion	20	Arc >100 degrees (20) Arc 50–100 degrees (15) Arc <50 degrees (5)
Stability	10	Stable (10) Moderate instability (5) Gross instability (0)
Function	25	Comb hair (5) Feed (5) Perform hygiene (5) Don shirt (5) Don shoe (5)
Total	100	

Abb. 26: Mayo Elbow Performance Score. Aus: Morrey 2009, Tabelle 5-3.

Schließlich ist noch eine Studie aus dem Jahre 2008 erwähnenswert. Hier wurden klinische Erfahrungen mit einer neuen LCP-Platte, der so genannten distalen Humerusplatte, veröffentlicht. Von zwölf Patienten, die mit dieser neuen Platte versorgt wurden, erhielten immerhin 72,8 % nach dem Mayo Elbow Score ein gutes oder sehr gutes Ergebnis. Wegen der nur geringen Anzahl behandelter Patienten kann man diese Veröffentlichung jedoch nur schwer zu Vergleichen heranziehen (Rübberdt et al., 2008).

Zusammenfassend sieht also alles danach aus, dass sich das Outcome nach distalen Humerusfrakturen innerhalb der letzten 30 Jahre nicht gebessert hat.

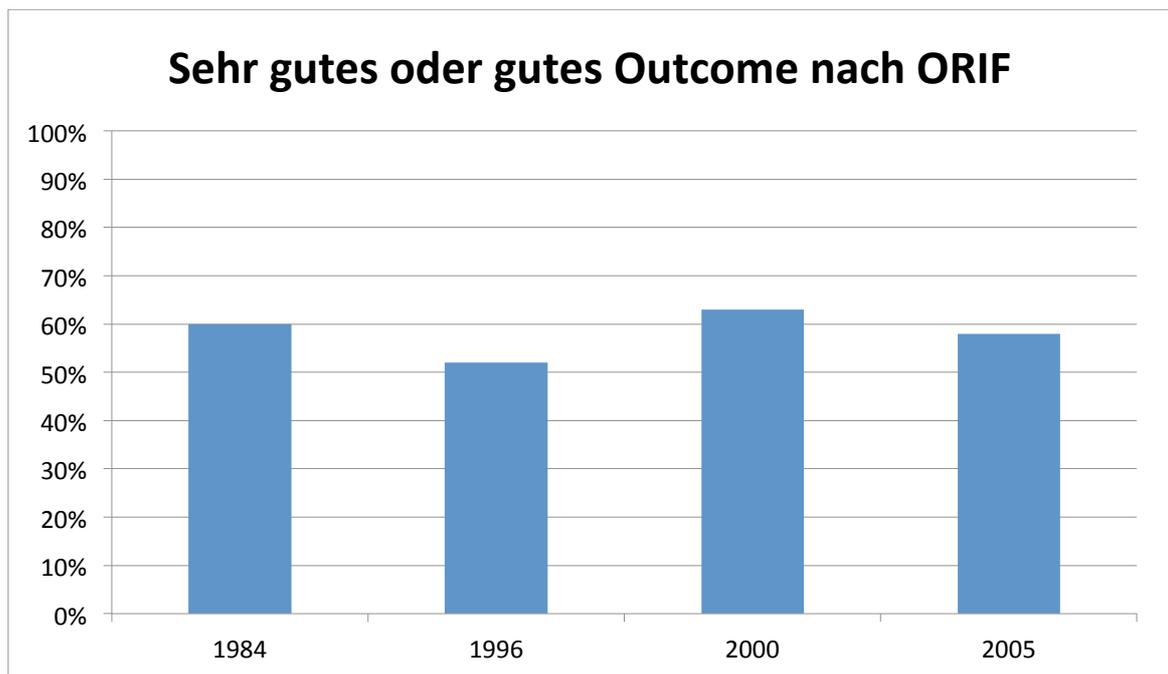


Abb. 27: Sehr gutes oder gutes Outcome nach open reduction internal fixation (ORIF).

Bei der Bewertung der Studienergebnisse ist natürlich zu berücksichtigen, dass innerhalb der letzten 30 Jahre immer häufiger auch kompliziertere Humerusfrakturen behandelt wurden. Frakturen, die man vor 20 Jahren nur konservativ behandelt hätte, werden heutzutage auch operativ versorgt. Dadurch erhöht sich die Zahl der Komplikationen und das Outcome ist dementsprechend nicht so gut.

Durch die ProwiOs sollen jetzt die beiden angesprochenen Aspekte verbessert werden.

Durch die metaphysär-epiphysäre Ausdünnung der ProwiOs wird die Platte dort, wo sie direkt unter der Haut liegt, dünner. Das soll gerade bei älteren Patienten mit dünner Papierhaut zur Folge haben, dass sie weniger Weichteilinfektionen erleiden. Außerdem könnte auch die Zahl der Nervenschäden reduziert werden, denn eine kleinere Platte verringert die Gefahr, einen Nervenschaden hervorzurufen.

Ein Implantatversagen fasst im Grunde mehrere Komplikationen zusammen. Traditionell fällt darunter auch ein Bruch der Platte. Seit man allerdings keine Drittelrohrplatten mehr verwendet, kommt dies so gut wie nie mehr vor. Eine weitere Komplikation ist die Schraubenauslockerung bzw. der Schraubenausriss. Dies geschieht vor allem am radialen Pfeiler, distal des Frakturspaltes (Hepp und Josten, 2011). Die Schrauben werden durch Bewegungen aus dem Knochen herausgedrückt. Durch die radiale Lippe der ProwiOs soll die Zugkraft auf diese Schrauben vermindert und dadurch der Schraubenausriss eben dieser beiden radialen Schrauben verhindert werden.

Als Grund für ein mäßiges oder schlechtes Outcome nach distalen Humerusfrakturen wird meistens die Bewegungseinschränkung genannt. Die Gefahr einer Bewegungseinschränkung ist umso höher, je später mit der frühfunktionellen Nachbehandlung begonnen wird. In Fällen, in denen die Osteosynthese aber nicht übungsstabil ist, kann eine Physiotherapie erst später beginnen. Durch die hohe Stabilität der ProwiOs soll nun auch gewährleistet werden, dass die funktionelle Nachbehandlung so früh wie möglich in die Wege geleitet werden kann und somit das Outcome nach distalen Humerusfrakturen verbessert wird.

6.2 Kunstknochen

Der Kunstknochen der Firma Sawbone soll ähnliche biomechanische Eigenschaften wie humaner Knochen haben (www.sawbone.de vom 16.02.2012). Die Erfahrung hat gezeigt, dass dies nur bedingt zutrifft. In den Testungen kam es zum einen bei der Implantatmontage zu einigen Schraubenausrissen, die so im humanen Knochen kaum vorkommen, zum anderen war die Steifigkeit in den Versuchen deutlich höher als die in der Literatur angegebenen Werte, obwohl auch hier eine Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte verwendet wurde (Korner et al., 2004).

Trotzdem ist der Einsatz von Kunstknochen statt humanem Knochen in diesem Kontext sinnvoll, denn man kann Abweichungen bei den Messungen, die durch anatomische Varianten entstehen, auf diese Weise minimieren. Die Testbedingungen können deshalb für jeden Knochen nahezu gleich gehalten werden. Eine vorhandene nicht sichtbare Schädigung des Knochens kann ausgeschlossen werden. Darüber hinaus werden starke Schwankungen in der Knochenmineraldichte umgangen. Auch unter hygienischen Gesichtspunkten ist der Einsatz von Kunstknochen dem des humanen Knochens vorzuziehen.

In vorausgegangenen biomechanischen Arbeiten wurden Anomalien des Knochens oftmals gar nicht ausgeschlossen. Helfet und Hotchkiss, 1990 und Schemitsch et al., 1994 fertigten nicht einmal ein Röntgenbild an, um evtl. Schäden des Knochens auszuschließen. Andere Autoren versuchten die hohe Diversität von menschlichen Knochen möglichst gering zu halten, indem Gruppen mit ähnlicher Knochenmineraldichte gebildet (Schuster, 2004) oder indem zwei verschiedene Platten an einem Knochenpaar getestet wurden (Fornasiéri et al., 1996). Fornasiéri et al. gehen davon aus, dass die Oberarmknochen eines Menschen die gleiche Struktur haben. Die Methodik von Schemitsch et al., 1994 an einem Knochen nacheinander fünf verschiedene Platten zu testen, ist wenig sinnvoll, da Verfälschungen durch das wiederholte Anbringen von Osteosynthesen nicht ausgeschlossen werden können.

In der Literatur findet man wenige biomechanische Studien, die an Kunstknochen durchgeführt wurden. Die Studie von Arnander et al., 2008 zeigt jedoch, dass für einen Vergleich untereinander synthetische Knochen ebenso gut geeignet sind wie humane Knochen.

Neben der Wahl des Knochens ist auch die Bestimmung der zu testenden Anzahl von erheblicher Bedeutung und Schwierigkeit. Wählt man für die Testungen humane Knochen, wie es beispielsweise Schuster, 2004 tat, ist es wichtig, einen Kompromiss zwischen statistisch verwertbarer und ethisch-moralisch vertretbarer Vorgehensweise zu finden. Er wählte deswegen die Zahl von acht Knochen. Seine

Arbeit lieferte trotz der relativ geringen Anzahl von Knochen signifikante Ergebnisse, so dass in der vorliegenden Arbeit ebenso acht Knochen pro Platte gewählt wurden. Viele Autoren (Helfit und Hotchkiss, 1990) testeten in ähnlichen Testreihen nur zwei bis sechs Knochen. Gleichermaßen gab es Autoren (Schemitsch et al., 1994, Dogramaci et al., 2010), die auch acht Knochen pro Platte wählten. Schemitsch et al. führten allerdings mit diesen acht Knochen jeweils 58 Testungen durch. Ob diese Versuche hinterher verwertbar sind, lässt sich anzweifeln.

6.3 Frakturmodell

Das Frakturmodell der distalen Humerusfraktur Typ C2.3 wurde gewählt, weil es gut geeignet ist, die Eigenschaften einer Platte im Knochen-Implantat-Konstrukt zu testen, da bei diesem Frakturmodell die Knochenfragmente nur durch die Platte zusammengehalten werden.

In der Literatur wird die C2.3-Fraktur oftmals als problematisch in der Behandlung beschrieben (Lill und Josten, 2000). Insbesondere bei älteren Menschen stellt sie den Chirurgen vor einige Probleme in der Versorgung (Siebenlist et al., 2009).

Die in der Literatur beschriebenen Testungen an distalen Humerusfrakturen wurden an ähnlichen Frakturtypen durchgeführt. Schuster, 2004 wählte ebenfalls den Typ C2.3 und zeigte in seiner Dissertation die Möglichkeit, diese Fraktur am Knochen zu simulieren. Er wählte ein kleines distales Fragment mit 5 mm Frakturspalt. Auch in der Folgearbeit wurde genauso wie in der vorliegenden Testung eine C2.3-Fraktur mit einem 5 mm Frakturspalt gewählt (Schuster et al., 2008).

Arnander et al., 2008 entschieden sich in ihren Versuchen für eine Fraktur, die wohl einer A3-Fraktur entspricht. Es wurde nur eine Frakturlinie gesetzt, wobei der 4 mm große Frakturspalt den Humerus von seinem distalen Ende trennte.

Korner et al., 2005 wählten eine AO 13 A3.3-Fraktur mit einem 5 mm Frakturspalt. Der Unterschied zur AO 13 C2.3-Fraktur liegt im distalen Fragment: Während dieses bei der A3.3-Fraktur als Ganzes erhalten bleibt, liegen bei der C2.3-Fraktur mehrere Fragmente vor. Auch Helfet und Hotchkiss 1990 wählten eine AO 13 A3.3-Fraktur mit einem 4 mm großen Frakturspalt.

In der Arbeit von Schemitsch et al. (1994) wurde das Knochen-Implantat-Konstrukt zunächst an einer A2-Fraktur ohne Frakturspalt getestet, um dann später einen 2 mm großen Frakturspalt hinzuzufügen.

Da eine A3.3-Fraktur ebenso wie die getestete C2.3-Fraktur eine metaphysäre Trümmerzone aufweist, wäre auch sie geeignet gewesen, die Steifigkeit der Knochen-Implantat-Konstrukte zu testen. In der vorliegenden Arbeit wurde jedoch die C2.3-Fraktur gewählt, da sie zum einen eine häufige Problemfraktur bei älteren Menschen darstellt (Siebenlist et al., 2009) und zum anderen durch die zwei condylären Fragmente eine Testung des radialen und eine des ulnaren Pfeilers erfolgt. Außerdem soll durch die zusätzliche transcondyläre Schraube eine erhöhte Belastbarkeit nachgewiesen werden, die nur bei einer bicondylären Fraktur sinnvoll ist.

Ein Frakturspalt mit einer Größe von 4-5 mm ist deswegen geeignet, da es bei einem zu schmalen Frakturspalt schnell zu cortikalem Kontakt kommen kann und so die Ergebnisse verfälscht werden würden. Wird der Frakturspalt zu groß gewählt, entspricht dies einer Fraktur mit einer breiten metaphysären Trümmerzone, bei der unter Umständen andere Therapieformen gewählt werden können.

6.4 Implantatmontage

Die in-vitro Testung der Osteosynthesematerialien ermöglichte eine wesentlich leichtere Anbringung als es in vivo der Fall gewesen wäre. Durch das Anbringen der Platte an den Knochen, bevor dieser osteotomiert wurde, konnten die Platten

hinterher fast spannungsfrei an den Knochen angelegt und festgeschraubt werden. Dies ist natürlich am Menschen so nicht möglich.

Die Art und Weise der Anbringung der Platte sollte jedoch keinen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Auch vermehrte Schraubenauslockerungen sollten nicht zu beobachten sein, da laut Literatur eine Schraube mehrmals eingebracht werden kann, ohne dass die Festigkeit darunter leidet (Foley et al., 1990).

Bei distalen Humerusfrakturen der AO Klasse C2.3 ist die Doppelplattenosteosynthese die Behandlung der Wahl und aus diesem Grund wurde sie vorliegend auch gewählt. Im Laufe der Zeit setzte sich dabei die 90° Konfiguration gegenüber anderen möglichen Konfigurationen durch.

Korner et al. (2005) verglichen jeweils die CRP (conventional reconstruction plate) und LCP in dorsaler und 90° Konfiguration und erhielten in der letzteren ein signifikant besseres Ergebnis. Schuster et al. (2008) testeten nur in 90° Konfiguration.

Schemitsch et al. (1994) testeten Kleinfragment-Rekonstruktionsplatten und J-Platten in fünf verschiedenen Konfigurationen: nur die J-Platte lateral, die J-Platte lateral zusätzlich mit einer Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte posteromedial, mit einer medialen lag screw oder einer medialen Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte sowie zwei Kleinfragment-Rekonstruktionsplatten in 90° Stellung. Auch hier zeigte sich, dass die 90° Anordnung entweder mit zwei Kleinfragment-Rekonstruktionsplatten oder einer Rekonstruktionsplatte und einer J-Platte am signifikant steifsten war.

Helfet und Hotchkiss (1990) testeten Drittelrohrplatten, Kleinfragment-Rekonstruktionsplatten, Malleolarschrauben und Y-Platte und fanden heraus, dass die Doppelplattenosteosynthese in 90° Konfiguration signifikant steifer als jede der anderen genannten Optionen war.

Arnander et al. (2008) verglichen die 90° Konfiguration mit einer parallelen Konfiguration, in der die radiale und ulnare Platte jeweils medial angebracht

wurden. Obwohl sich ein signifikant besseres Ergebnis der parallelen Montage zeigte, räumten sie ein, dass dies in der klinischen Praxis schwer umzusetzen sei, da diese Montage enorme Weichteilschäden zur Folge hätte und verwiesen auf die 90° Konfiguration als stabile Osteosynthese.

6.5 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau entspricht im Wesentlichen dem von Schuster (2004), den er in seiner Dissertationsarbeit entwickelte. Die Umsetzung des Aufbaus ist in Zusammenarbeit mit dem biomechanischen Labor Lübeck und der Firma Litos erfolgt. Die Testungen wurden an zwei Maschinen durchgeführt: eine Materialtestmaschine für die quasistatischen Testungen und eine Testmaschine für die dynamischen Testungen.

Die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstrukts im quasistatischen Test wurde direkt von der Maschine ermittelt, die während der Messungen eine Kraft-Weg-Kurve ermittelte und aus der Steigung die Steifigkeit berechnete. Die Messung erfolgte an jedem Knochen dreimalig, dann wurde der Mittelwert der drei Werte berechnet. Dieses Vorgehen sollte eine Verfälschung des Ergebnisses durch Ausreißer o.ä. verhindern. Alle Versuche wurden sowohl in Extensions- als auch in Flexionsstellung durchgeführt. Der Grund dafür ist laut Pauwels (Pauwels, 1963), dass diese beiden Stellungen die Hauptbelastungen des Ellenbogens darstellen und jeweils unterschiedliche Kräfte wirken.

In den dynamischen Testungen sollte zunächst festgestellt werden, ob es zu einer Implantatlockerung, beispielsweise durch Schraubenausriss kommt. Dies entspricht dem Versuchsaufbau von Schuster, 2004.

Zusätzlich sollte die Steifigkeit im Verlauf der Messungen ermittelt werden, um mögliche Änderungen, d.h. Auslockerungen, die nicht sichtbar waren, festzustellen. Die Steifigkeit im dynamischen Test wurde durch Messungen, die am Computer durchgeführt wurden, berechnet. Hierbei musste der Frakturspalt

alle 50 Zyklen ausgemessen werden. Die so ermittelten Steifigkeiten wurden anschließend mit denen aus den statischen Testungen verglichen, um auszuschließen, dass ein Messfehler begangen wurde.

Schuster erzielte in seiner Dissertationsarbeit gute Ergebnisse mit seinem Versuchsaufbau. Er bestätigte in seinen statischen Tests die Angaben aus der Literatur (winkelstabil steifer als nicht winkelstabil) und erhielt bei den dynamischen Testungen eine Versagensquote von etwa 60% (Schuster, 2004).

Arnander et al. (2008) führten nur quasistatische Tests und diese nur in Extensionsbelastung durch. Hierbei wurde das Knochen-Implantat-Konstrukt in sagittaler Richtung belastet. Aus der Arbeit geht nicht hervor, in welchem Winkel die Krafterleitung erfolgte. Aus den Abbildungen lässt sich jedoch schließen, dass dieser ca. 90° betrug. Jeder Knochen wurde bis zum Versagen getestet.

Korner et al. (2004) testeten sowohl statisch als auch dynamisch. Statisch wurde sowohl Extensions- als auch Torsionsbelastung sowie axiale Kompressionskraft, die der Flexionsbelastung entspricht, getestet. Die zyklische Testung erfolgte nur in Flexionsbelastung. Darüber hinaus wurde die Festigkeit bestimmt.

Schuster et al. (2008) führten ihre biomechanischen Testungen genauso wie in der vorliegenden Arbeit statisch in Extension und Flexion sowie zyklisch in Flexion durch.

Schemitsch et al. (1994) testeten Torsionskräfte im Uhrzeigersinn sowie entgegen und statische Testungen in Extensions- sowie Flexionsbelastung. Eine zyklische Testung wurde nicht durchgeführt.

Helfet und Hotchkiss (1990) führten sowohl statische als auch zyklische Versuche durch. Die statischen Testungen wurden in Extensions- und Flexionsbelastung durchgeführt und die zyklischen Testungen in Extensionsstellung.

Es ist anzumerken, dass man Torsionskräfte bei der Betrachtung der am distalen Humerus wirkenden Kräfte außer Acht lassen kann, da diese nur in geringem

Maße am Humerus wirken (Schuster, 2004). Aus diesem Grund wurden in der Literatur keine Versuche in Torsionsbelastung durchgeführt.

In diesem Zusammenhang ist es auch wenig sinnvoll, die Festigkeit, also die Kraft, bei der das Knochen-Implantat-Konstrukt versagt, zu bestimmen. Alle ermittelten Werte haben nur eine Aussagekraft im Vergleich untereinander, weil es keinen absoluten Wert der Festigkeit gibt, bei dem Knochen-Implantat-Konstrukte im Menschen nicht versagen. Ein absoluter Wert lässt sich nicht bestimmen, da dieser von sehr vielen anderen Faktoren abhängig wäre. Insofern würde es höchstens Sinn machen, die Werte der Festigkeit untereinander zu vergleichen. In der vorliegenden Arbeit wurde allerdings schon die Steifigkeit verglichen; dies macht eine Gegenüberstellung der Festigkeit überflüssig.

6.6 Lastfälle

Schuster führte in seiner Dissertationsarbeit von 2004 Voruntersuchungen über das Lastniveau durch und wählte für die statischen Testungen einen Messbereich von 20-50 N, weil es dort zu keiner irreversiblen Verformung des Knochen-Implantat-Konstrukts kam. Da hier ein synthetisches Knochenmodell verwendet wurde, welches eine höhere Steifigkeit als humaner osteoporotischer Knochen besitzt, konnte derselbe Messbereich bestimmt werden, ohne erneut Voruntersuchungen durchzuführen. Die Ergebnisse bestätigten dieses Vorgehen, denn keines der Knochen-Implantat-Konstrukte wurde bei den statischen Testungen verformt.

Die für die zyklischen Dauerbelastungen bestimmten Lastfälle wurden auch nach denen von Schuster ausgerichtet. Er wählte Kräfte von 20-150 N, da bei einer Flexion des Unterarmes ohne ein Gewicht in der Hand theoretisch nur das Eigengewicht des Unterarmes von 1,5 kg auf die Fraktur wirkt, was 150 N entspräche. Die 5000 Zyklen resultieren aus der in der Literatur beschriebenen Annahme, dass ein Arm durchschnittlich 144 Mal am Tag gebeugt wird. Wenn

man davon ausgeht, dass fünf Wochen nach der Fraktur die Heilung soweit fortgeschritten ist, dass der Knochen eine höhere Stabilität aufweist, wird der Arm in fünf Wochen ca. 5000 Mal gebeugt.

Im Nachhinein zeigte sich, dass die Lastfälle, die für die zyklische Belastung gewählt wurden, viel zu niedrig angesetzt waren. Um eine statistisch fundierte Aussage treffen zu können, sollte in 50% der Fälle ein Versagen eintreten. Dies war vermutlich aufgrund der hohen Steifigkeit des Knochens jedoch leider nicht der Fall.

Arnander et al. (2008) testeten in ihren biomechanischen Versuchen die Festigkeit und leiteten aus diesem Grund so viel Kraft ein, bis die Implantate versagten.

Korner et al. (2004) wählten bei den statischen Versuchen in Extensions- und Flexionsbelastung jeweils Kräfte von 250 N. Anschließend wurden 4000 Zyklen mit 4,5 Nm gefahren.

Schuster et al. (2008) übernahmen ebenfalls die Lastfälle aus Schusters Dissertationsarbeit und leiteten in statischen Tests Kräfte zwischen 20 und 40 N und in den 5000 Zyklen Kräfte zwischen 15 bis 150 N ein.

Schemitsch et al. (1994) führten ihre statischen Tests mit 150 N durch.

Helfet und Hotchkiss (1990) leiteten Kräfte von 200 N für die statischen und zyklischen Testungen ein. Bei ihnen gab es keine maximale Zykluszahl, sondern es wurde abgewartet, bis jede Platte versagt hatte.

Bei Schemitsch et al. (1994), Helfet und Hotchkiss (1990) und Korner et al. (2004) wurden ohne Voruntersuchungen Kräfte zwischen 150 und 250 N eingeleitet, um die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Konstrukts in statischer Belastung zu testen. Hierbei kann nicht ausgeschlossen werden, dass sich das Knochen-Implantat-Konstrukt bereits irreversibel verformt hatte und somit die Werte verfälscht wurden.

6.7 Implantatversagen

Vor den zyklischen Testungen wurde festgesetzt, dass ein Implantatversagen bei Schraubenausriss, Kortikaliskontakt oder bei einer Frakturspaltbewegung über 2 mm vorliegt. Leider ist bei keinem der Knochen-Implantat-Konstrukte ein solches Versagen aufgetreten, sodass man keine Aussage über das Verhalten in zyklischer Dauerbelastung im Vergleich untereinander treffen kann.

Die genannten drei Kriterien zur Bestimmung eines Implantatversagens wurden gewählt, weil sie die häufigsten Versagensgründe eines Implantats darstellen. Ein Schraubenausriss oder eine Auslockerung, die einen Kortikaliskontakt zur Folge hat, sowie eine zu hohe Frakturspaltbewegung wirken sich negativ auf die Frakturheilung aus (Claes et al., 2000).

Bei Schuster (2004) versagten die Knochen-Implantat-Konstrukte durch einen Schraubenausriss.

Arnander et al. (2008) legten als Versagen eine Verformung von über 1 mm fest. Bei ihnen versagten daher auch alle Platten.

Korner et al. (2004) definierten Versagen als Implantatbruch, plastische Deformation, Lockerung der Verbindung zwischen Implantat und Knochen sowie Fraktur im Bereich der Platte. Ein Versagen der Platten trat in ihrer Arbeit in einigen Fällen durch Auslockerung des Implantats oder plastische Deformation ein.

Schuster et al. (2008) wählten dieselben Versagenskriterien wie Schuster in seiner Dissertationsarbeit. Sie beobachteten Versagen durch Kortikaliskontakt sowie Schraubenauslockerung.

Helfet und Hotchkiss (1990) setzten Versagen als plastische Deformation von 1 mm fest und ermittelten anhand dieser Definition die Anzahl der Zyklen, bis ihre Knochen-Implantat-Konstrukte diese Deformation aufwiesen. Sie konnten schließlich bei allen Konstrukten ein Versagen feststellen.

6.8 Diskussion der Ergebnisse

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen im Grunde die Erkenntnisse von Schuster (2004), der herausfand, dass winkelstabile Implantate steifer sind als nicht-winkelstabile. Ein darüber hinausgehender Vergleich der hier ermittelten Ergebnisse mit denen vorangegangener Studien ist schwierig, da die Verwendung eines synthetischen Knochenmodells anstelle humanen Knochens zu anderen Werten führt.

Nur Arnander et al. (2008) führten ihre Versuche ebenfalls an Kunstknochen durch, wobei es sich dabei um ein Modell der Firma Synbone (Malans, Schweiz) handelte. Da dieser aber gleichermaßen aus Epoxidharz besteht, sind die Werte durchaus vergleichbar. Dabei erhielten sie Steifigkeiten von 138,3 N/mm bei einer 90° Anordnung der Platten und einer Extensionsbelastung. Vergleicht man diesen Wert mit dem hier ermittelten Wert (Durchschnitt der Steifigkeit in Extensionsbelastung ca. 52,10 N/mm), so fällt auf, dass vorliegend eine erheblich geringere Steifigkeit gemessen wurde. Dies lässt sich vermutlich auf den veränderten Versuchsaufbau mit unterschiedlicher Krafteinleitung sowie auf die verschiedenen Frakturtypen zurückführen.

Die ermittelten Werte in den quasistatischen Untersuchungen über die Steifigkeit lassen nur bedingt auf das Verhalten im Praxistest schließen und haben nur im Vergleich untereinander eine Aussagekraft. In der Literatur konnte bisher kein signifikanter Unterschied zwischen Standard-Rekonstruktionsplatte und winkelstabiler Platte ermittelt werden (Korner et al., 2004, Schuster et al., 2008).

Es konnte jedoch eine signifikant höhere Steifigkeit der neuen ProwiOs in Flexionsbelastung gegenüber der AO-Platte nachgewiesen werden.

Die durch dynamische Testungen ermittelten Werte sind nur aussagekräftig, wenn es in einem ausreichend hohen Fall zu Implantatversagen kommt. In den vorliegenden Versuchen war dies leider nicht der Fall.

Die ermittelten Durchschnittswerte bei den statischen Testungen lagen hier in Extensionsbelastung zwischen 52,10 N/mm und 69,92 N/mm und in Flexionsbelastung zwischen 230,13 N/mm und 394,25 N/mm.

Schuster (2004) berechnete Werte für die Steifigkeit von 76,5 N/mm in Extensions- und 81,5 N/mm in Flexionsbelastung. Mit einem Mittelwert der Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte von 52,10 N/mm in Extensionsbelastung zeigen die hier ermittelten Ergebnisse durchaus ähnliche Werte auf. Die Daten in Flexionsbelastung weichen jedoch stark voneinander ab. Da bei allen getesteten Knochen-Implantat-Konstrukten Extensions- und Flexionsbelastung sehr unterschiedliche Mittelwerte der Steifigkeit haben, liegt dies wohl nicht an einer Osteosyntheseplatte, sondern an dem synthetischen Knochen und der Testmethodik.

Korner et al. (2004) konnten keinen signifikanten Unterschied zwischen den von ihm getesteten Platten ermitteln.

7 Schlussfolgerung

Der ermittelte Wert der Steifigkeit kann nur im Vergleich mit anderen Testergebnissen bewertet werden. Der Grund dafür ist zum einen, dass es keine genauen Aussagen darüber gibt, wie hoch die Steifigkeit sein muss, um eine adäquate Versorgung zu gewährleisten. Man hat in Studien nur herausgefunden, dass eine hohe Steifigkeit von Vorteil ist. Zum anderen wird in der vorliegenden Arbeit Kunstknochen verwendet. Auch wenn dieser ähnliche biomechanische Eigenschaften wie humaner Knochen vorweist, so ist die Vergleichbarkeit nicht vollkommen ermöglicht, da vor allem die Härte der Kortikalis höher als im humanen Knochen zu sein scheint.

Die Steifigkeit bei Knochen-Implantat-Konstrukten in ähnlicher Anordnung wie die hier erfolgte ergeben Werte von ca. 76,5 N/mm in Extensionsbelastung und 81,5 N/mm in Flexionsbelastung (Schuster, 2004). In Extensionsbelastung wurden in der vorliegenden Arbeit ähnliche Werte gemessen; die Steifigkeit in Flexionsbelastung war jedoch wesentlich höher.

Die vorliegend durchgeführten statischen Testungen ergeben, dass die winkelstabile Tifix Platte in Flexionsbelastung eine signifikant höhere Steifigkeit als beide anderen Platten aufweist, wobei diese sich voneinander nicht signifikant unterscheiden. Die Ergebnisse der Extensionsbelastung zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen ProwiOs und AO-Platte. Die Werte der ProwiOs zeigen jedoch eine sehr hohe Spannweite, sodass zu vermuten ist, dass die Steifigkeit ganz entscheidend auch von der Montage abhängt. Eine Auseinandersetzung mit dieser Hypothese müssen jedoch andere Studien leisten.

Im zyklischen Test konnte bisher bei keiner Platte ein Versagen erreicht werden. Um eine Aussage darüber zu treffen, wie gut die einzelnen Platten im Vergleich sind, sollte aber insgesamt bei ca. 40-80% der Versuchskonstrukte ein Versagen beobachtet werden. Es werden daher weitere Versuche mit einer höheren Kraft durchgeführt, um auch in dieser Hinsicht aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten.

8 Zusammenfassung

Hintergrund: Die distale Humerusfraktur zählt mit vielen Komplikationen immer noch zu den Problemfrakturen. Die vorliegenden Testungen sollten ermitteln, ob die ProwiOs mit einer neuen anatomischen Struktur eine echte Alternative zu den herkömmlichen Platten darstellt und ob ihre biomechanischen Eigenschaften denen der Vergleichsgruppe entsprechen oder ihnen sogar überlegen sind.

Material und Methoden: Die ProwiOs wurde mit einer Kleinfragment-Rekonstruktionsplatte sowie einer winkelstabilen Tifix Platte der Firma Litos (Ahrensburg, Deutschland) am synthetischen Frakturmodell verglichen. Hierbei wurden sowohl statische Werte in Extensions- und Flexionsbelastung erhoben als auch eine dynamische Dauerbelastung durchgeführt.

Ergebnisse: Die ProwiOs zeigte sich besser (Extensionsbelastung) bzw. ohne signifikanten Unterschied (Flexionsbelastung) im Vergleich zur Standardrekonstruktionsplatte der AO und nur in Flexionsbelastung signifikant schlechter als die Tifix Platte. Die dynamische Dauerbelastung lieferte keine aussagekräftigen Ergebnisse.

Schlussfolgerung und Ausblick: Zwar erlauben die in den dynamischen Testungen ermittelten Werte es nicht, endgültige Schlüsse auf das Verhalten der Platte in diesem Bereich zu ziehen, doch weisen die Ergebnisse aus den statischen Testungen bereits Erfolg versprechende Fortschritte aus. Weiterführende Testungen werden hier Klarheit bringen. Durch die Neuerungen im Bereich der Dicke und der Form der neuen Platte bestehen berechtigte Hoffnungen auf Behandlungsverläufe, die zu weniger Komplikationen führen könnten.

9 Ausblick

Es werden mit einem neuen Versuchsaufbau weitere Testungen mit der Platte durchgeführt. Zielsetzung sind aktuelle Erkenntnisse über das Verhalten der neuen Platte im Vergleich zu den alten im Dauertest. Hierbei soll anstelle des distalen Gelenkblockes ein spezieller Schaum angeschraubt werden, der eine verminderte Knochenmineraldichte hat.

Man erwartet so, ein Schraubenausrisss bei ungefähr 50 % der Implantate zu erreichen und damit stichhaltige Aussagen über das Verhalten der neuen Platte in Dauerbelastung treffen zu können.

10 Verzeichnisse

10.1 Literaturverzeichnis

- [1] S. Arens, M. Hansis, U. Schlegel, H. Eijer, G. Printzen, W.J. Ziegler, und S.M. Perren, "Infection after open reduction and internal fixation with dynamic compression plates--clinical and experimental data," *Injury*, vol. 27 Suppl 3, 1996, S. SC27-33.
- [2] M.W.T. Arnander, A. Reeves, I.A.R. MacLeod, T.M. Pinto, und A. Khaleel, "A Biomechanical Comparison of Plate Configuration in Distal Humerus Fractures," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 22, 2008, S. 332-336.
- [3] G.S. Athwal, S.C. Hoxie, D.M. Rispoli, und S.P. Steinmann, "Precontoured Parallel Plate Fixation of AO/OTA Type C Distal Humerus Fractures," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 23, 2009, S. 575-580.
- [4] J. Beller, D. Maier, M. Arand, und T. Geyer, "Behandlungsstrategie bei distalen Humerusfrakturen," *Trauma und Berufskrankheit*, vol. 12, 2010, S. 273-278.
- [5] F. Bonnaire und P. Bula, "Distale Humerusfrakturen," *Trauma und Berufskrankheit*, vol. 12, 2010, S. 96-103.
- [6] K.J. Burkhart, L.P. Müller, C. Schwarz, S.G. Mattyasovszky, und P.M. Rommens, "[Treatment of the complex intraarticular fracture of the distal humerus with the latitude elbow prosthesis]," *Operative Orthopädie Und Traumatologie*, vol. 22, Juli. 2010, S. 279-298.
- [7] B. Chalidis, C. Dimitriou, P. Papadopoulos, G. Petsatodis, und P. Giannoudis, "Total elbow arthroplasty for the treatment of insufficient distal humeral fractures. A retrospective clinical study and review of the literature," *Injury*, vol. 40, 2009, S. 582-590.
- [8] L. Claes, P. Augat, G. Suger, und H.J. Wilke, "Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing," *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, vol. 15, Juli. 1997, S. 577-584.
- [9] L. Claes, S. Wolf, und P. Augat, "Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung," *Der Chirurg*, vol. 71, 2000, S. 989-994.
- [10] T.K. Cobb und B.F. Morrey, "Total elbow arthroplasty as primary treatment for distal humeral fractures in elderly patients," *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 79, Juni. 1997, S. 826-832.

- [11] S. Dietz, T. Nowak, K. Burkhart, L. Müller, und P. Rommens, "Distale Humerusfraktur beim älteren Menschen," *Der Unfallchirurg*, vol. 114, 2011, S. 801-815.
- [12] S. Dietz, T.E. Nowak, K.J. Burkhart, L.P. Müller, und P.M. Rommens, "[Fractures of the distal humerus in the elderly. Pros and cons of endoprosthesis replacement]," *Der Unfallchirurg*, vol. 114, Sep. 2011, S. 801-814; quiz 815.
- [13] Y. Dođramacı, E. Esen, M. Kürklü, Y. Kirici, A.O. Atahan, und M. Kömürçü, "Double plate osteosynthesis provides better biomechanical stabilization than double tension band technique in distal humerus fractures," *Eklemler Hastalıkları Ve Cerrahisi = Joint Diseases & Related Surgery*, vol. 21, Apr. 2010, S. 44-49.
- [14] W.L. Foley, D.E. Frost, und M.R. Tucker, "The effect of repetitive screw hole use on the retentive strength of pretapped and self-tapped screws," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, vol. 48, März. 1990, S. 264-267.
- [15] C. Fornasiéri, C. Staub, Y. Tourné, C. Rumelhart, und D. Saragaglia, "[Biomechanical comparative study of three types of osteosynthesis in the treatment of supra and intercondylar fractures of the humerus in adults]," *Revue De Chirurgie Orthopédique Et Réparatrice De L'appareil Moteur*, vol. 83, 1997, S. 237-242.
- [16] M.A. Frankle, D. Herscovici, T.G. DiPasquale, M.B. Vasey, und R.W. Sanders, "A comparison of open reduction and internal fixation and primary total elbow arthroplasty in the treatment of intraarticular distal humerus fractures in women older than age 65," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 17, Aug. 2003, S. 473-480.
- [17] R. Gambirasio, N. Riand, R. Stern, und P. Hoffmeyer, "Total elbow replacement for complex fractures of the distal humerus," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 83, 2001, S. 974-978.
- [18] T. Gausepohl, "[Osteosynthesis in distal intra-articular humeral fractures : External fixation with motion capacity.]," *Der Unfallchirurg*, vol. 114, Feb. 2011, S. 130-135.
- [19] C. Haasper, M. Jagodzinski, C. Krettek, und J. Zeichen, "Hinged external fixation and closed reduction for distal humerus fracture," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 126, 2006, S. 188-191.
- [20] M. Hausman und A. Panozzo, "Treatment of Distal Humerus Fractures in the Elderly," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 425,

2004, S. 55-63.

- [21] D.L. Helfet und R.N. Hotchkiss, "Internal fixation of the distal humerus: a biomechanical comparison of methods," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 4, 1990, S. 260-264.
- [22] M.B. Henley, L.B. Bone, und B. Parker, "Operative management of intra-articular fractures of the distal humerus," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 1, 1987, S. 24-35.
- [23] P. Hepp und C. Josten, "Indikation zur Winkelstabilität am Ellenbogen," *Trauma und Berufskrankheit*, vol. 13, 2011, S. 117-121.
- [24] T. Huang, F. Chiu, T. Chuang, und T. Chen, "The results of open reduction and internal fixation in elderly patients with severe fractures of the distal humerus: a critical analysis of the results," *The Journal of Trauma*, vol. 58, Jan. 2005, S. 62-69.
- [25] H. John, R. Rosso, U. Neff, A. Bodoky, P. Regazzoni, und F. Harder, "Operative treatment of distal humeral fractures in the elderly," *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, vol. 76, Sep. 1994, S. 793-796.
- [26] J.B. Jupiter, "Complex fractures of the distal part of the humerus and associated complications," *Instructional Course Lectures*, vol. 44, 1995, S. 187-198.
- [27] S.H. Kim, R.M. Szabo, und R.A. Marder, "Epidemiology of humerus fractures in the United States: Nationwide emergency department sample, 2008," *Arthritis Care & Research*, 2011, S. 407-414
- [28] J. Korner, H. Lill, L.P. Müller, P.M. Rommens, E. Schneider, und B. Linke, "The LCP-concept in the operative treatment of distal humerus fractures – biological, biomechanical and surgical aspects," *Injury*, vol. 34, 2003, S. 20-30.
- [29] J. Korner, H. Lill, L.P. Müller, M. Hessmann, K. Kopf, J. Goldhahn, O. Gonschorek, C. Josten, und P.M. Rommens, "Distal humerus fractures in elderly patients: results after open reduction and internal fixation," *Osteoporosis International*, vol. 16, 2004, S. S73-S79.
- [30] J. Korner, G. Diederichs, M. Arzdorf, H. Lill, C. Josten, E. Schneider, und B. Linke, "A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 18, Juni. 2004, S. 286-293.
- [31] J. Korner, H. Lill, L.P. Müller, M. Hessmann, K. Kopf, J. Goldhahn, O. Gonschorek, C. Josten, und P.M. Rommens, "Distal humerus fractures in elderly patients: results after open reduction and internal fixation,"

Osteoporosis International: A Journal Established as Result of Cooperation Between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA, vol. 16 Suppl 2, März. 2005, S. S73-79.

- [32] K. Kundel, W. Braun, J. Wieberneit, und A. Rüter, "Intraarticular distal humerus fractures. Factors affecting functional outcome," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Nov. 1996, S. 200-208.
- [33] R. Letsch, K.P. Schmit-Neuerburg, K.M. Stürmer, und M. Walz, "Intraarticular fractures of the distal humerus. Surgical treatment and results," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Apr. 1989, S. 238-244.
- [34] H. Lill, *Ellenbogenverletzungen.: Biomechanik, Diagnose, Therapie.*, Birkhäuser, 2002.
- [35] H. Lill und C. Josten, "Proximale und distale Humerusfrakturen im hohen Alter," *Der Orthopäde*, vol. 29, 2000, S. 327-341.
- [36] G. Lob, C. Burri, und J. Feil, "66. Die operative Behandlung von distalen intraartikulären Humerusfrakturen; Ergebnis von 412 nachkontrollierten Fällen (AO-Sammelstatistik)," *Langenbecks Archiv für Chirurgie*, vol. 364, 1984, S. 357-361.
- [37] B.F. Morrey und J. Sanchez-Sotelo, *The elbow and its disorders*, Elsevier Health Sciences, 2009.
- [38] L.P. Müller, S. Kamineni, P.M. Rommens, und B.F. Morrey, "Primäre totale Ellenbogenprothese zur Versorgung distaler Humerusfrakturen," *Operative Orthopädie und Traumatologie*, vol. 17, 2005, S. 119-142.
- [39] W. Otto, "Behandlungsstrategie bei distalen Humerusfrakturen," *Trauma und Berufskrankheit*, vol. 5, 2003, S. 17-21.
- [40] M. Palvanen, P. Kannus, S. Niemi, und J. Parkkari, "Secular trends in the osteoporotic fractures of the distal humerus in elderly women," *European Journal of Epidemiology*, vol. 14, Feb. 1998, S. 159-164.
- [41] F. Pauwels, "Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck," *Anatomy and Embryology*, vol. 123, Nov. 1963, S. 643-667.
- [42] S.M. Perren, K. Mane, O. Pohler, M. Predieri, S. Steinemann, und E. Gautier, "The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP)," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 109, 1990, S. 304-310.
- [43] J. Pichl, T. Hofmann, K. Schmidt-Horlohé, und R. Hoffmann, "Winkelstabile Plattenfixation – Obere Extremität," *Trauma und*

Berufskrankheit, vol. 8, 2006, S. 212-219.

- [44] D. Popovic und G.J.W. King, "Fragility fractures of the distal humerus: What is the optimal treatment?," *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, vol. 94, Jan. 2012, S. 16-22.
- [45] A. Rauber, H. Leonhardt, und F. Kopsch, *Anatomie des Menschen: Lehrbuch und Atlas*, Georg Thieme, 1987.
- [46] P.S. Ray, K. Kakarlapudi, C. Rajsekhar, und M.S. Bhamra, "Total elbow arthroplasty as primary treatment for distal humeral fractures in elderly patients," *Injury*, vol. 31, Nov. 2000, S. 687-692.
- [47] C.M. Robinson, R.M.F. Hill, N. Jacobs, G. Dall, und C.M. Court-Brown, "Adult distal humeral metaphyseal fractures: epidemiology and results of treatment," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 17, Jan. 2003, S. 38-47.
- [48] S.H. Rose, L.J. Melton, B.F. Morrey, D.M. Ilstrup, und B.L. Riggs, "Epidemiologic features of humeral fractures," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Aug. 1982, S. 24-30.
- [49] A. Rübberdt, C. Surke, T. Fuchs, U. Frerichmann, L. Matuszewski, V. Vieth, und M. Raschke, "[Preformed plate-fixation system for type AO 13C3 distal humerus fractures: clinical experiences and treatment results taking access into account]," *Der Unfallchirurg*, vol. 111, Mai. 2008, S. 308-322.
- [50] J.M. Rueger, A. Janssen, F. Barvencik, und D. Briem, "Distale Humerusfraktur," *Der Unfallchirurg*, vol. 108, 2005, S. 49-58.
- [51] E.H. Schemitsch, A.F. Tencer, und M.B. Henley, "Biomechanical evaluation of methods of internal fixation of the distal humerus," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 8, Dez. 1994, S. 468-475.
- [52] T.H. Schiebler und H. Korf, *Anatomie: Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie*, Springer, 2007.
- [53] I. Schuster, "Entwicklung einer Testmethodik für Osteosynthesen bei intraartikulärer distaler Humerusfraktur mit metaphysärer Trümmerzone bei verminderter Knochenmineraldichte.," Med. Diss. Freiburg, 2004
- [54] I. Schuster, J. Korner, M. Arzdorf, K. Schwieger, G. Diederichs, und B. Linke, "Mechanical Comparison in Cadaver Specimens of Three Different 90-Degree Double-Plate Osteosynthesen for Simulated C2-Type Distal Humerus Fractures With Varying Bone Densities," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 22, 2008, S. 113-120.

- [55] S. Siebenlist, U. Stöckle, und M. Lucke, "Problematik osteoporotischer Frakturen am Ellenbogen," *Obere Extremität*, vol. 4, 2009, S. 160-167.
- [56] J. Sobotta, *Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. München: Elsevier, Urban & Fischer, 2010.
- [57] K. Srinivasan, M. Agarwal, S.J.E. Matthews, und P.V. Giannoudis, "Fractures of the distal humerus in the elderly: is internal fixation the treatment of choice?," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Mai. 2005, S. 222-230.
- [58] A. Unger, F. Renken, J. Gille, A. Schulz, M. Faschingbauer, und C. Jürgens, "Klassifikation und Therapie von ellengelenknahen Verletzungen," *Trauma und Berufskrankheit*, vol. 12, 2010, S. 247-254.
- [59] M. Walz und F. Auerbach, "[Distal intraarticular humerus fractures in elderly patients. Treatment with combined percutaneous screw fixation and an external fixator]," *Der Unfallchirurg*, vol. 109, Nov. 2006, S. 940-947.
- [60] M.E. Wenzl, F. Raimund, S. Fuchs, A. Paech, und C. Jürgens, "Distale Humerusfrakturen," *Trauma und Berufskrankheit*, vol. 9, 2007, S. S183-S191.
- [61] A. Zeugner, J. Schneider, I. Marintschev, B. Bilkenroth, und W. Otto, "Aktueller Stand der Therapie distaler Humerusfrakturen des Erwachsenen," *Trauma und Berufskrankheit*, vol. 2, 2000, S. 288-297.
- [62] L. Zhang, F. Hu, L. Zhang, H. Chen, M. Xu, Y. Wang, und P. Tang, "[Effectiveness of AO anatomical locking compression plate in treating type C distal humeral fracture]," *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi = Zhongguo Xiufu Chongjian Waikexue Zazhi = Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery*, vol. 24, Dez. 2010, S. 1409-1412.
- [63] <http://www.sawbones.com/products/bio/composite.aspx> (Tag des Zugriffs: 16.02.2012).

10.2 Abkürzungsverzeichnis

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
CRP	Conventional reconstruction plate
DHP	Distale Humerusplatte
Hz	Hertz
LCDCP	Limited contact dynamic compression plate
LCP	Locking compression plate
Lig.	Ligamentum
mm	Millimeter
N	Newton
Nm	Newtonmeter
PMMA	Polymethylmethacrylat
ProwiOs	Prototyp einer neuen winkelstabilen Osteosynthese

Danksagung

Ich bedanke mich ganz herzlich bei meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. med. A. P. Schulz, für die gute Betreuung. Des Weiteren danke ich meinem Betreuer Dr. med. F. Renken, der mir jederzeit bei Problemen und Fragen zur Verfügung stand.

Ferner möchte ich mich auch bei Dipl.-Ing. Robert Wendlandt und Klaus Waizner sowie dem biomechanischen Labor Lübeck für die technische Unterstützung bedanken.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden, die mich jederzeit unterstützt haben.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Christina Rank
Schottmüllerstraße 18
20251 Hamburg
Telefon: 0160/99141877
E-Mail: christinarank@googlemail.com
Geburtsdatum: 14.09.1986

Ausbildung

1993 - 1997	Albert-Schweitzer-Schule, Rotenburg an der Fulda
1997 - 2006	Jakob-Grimm-Schule, Rotenburg an der Fulda
Juni 2006	Abitur, Durchschnitt: 1,3
10/2006 - 09/2009	Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät Mannheim
August 2008	1. Staatsexamen, Note: 2,0
ab 10/2009	Universität zu Lübeck, Einstieg in das 7. Fachsemester Medizin
08/2011 – 07/2012	Praktisches Jahr - Berufsgenossenschaftliches Unfallkrankenhaus Boberg, Unfallchirurgie - Kinderkrankenhaus Wilhelmstift, Kinderchirurgie und Pädiatrie - Klinikum Großhansdorf, Innere Medizin
11/2012	2. Staatsexamen, Note: 2,0

Praktika

11/2001	Kreisaltenzentrum Rotenburg an der Fulda
10/2004	Kreiskrankenhaus Rotenburg an der Fulda, Chirurgie
8/2006	Kreiskrankenhaus Rotenburg an der Fulda, Chirurgie

7/2007 - 9/2007	Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Ludwigshafen, Krankenpflege
02/2009 – 04/2009	Asklepios Klinik Barmbek (Hamburg), Famulatur in der Kardiologie
08/2009	Klinikum Eilbek (Hamburg), Famulatur in der Psychosomatik

Kenntnisse und Fähigkeiten

Fremdsprachen	Englisch, Französisch
EDV	Sicherer Umgang mit MS Office (Word, Excel, PowerPoint)

Außercurriculares Engagement

Studentischer Tutor in der Physiologie an der Medizinischen Fakultät Mannheim der Universität Heidelberg